VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY
A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS
AND BIOMECHANICS

NÁHRADNÍ HLASIVKY PRO GENEROVÁNÍ ZDROJOVÉHO HLASU: POČÍTAČOVÉ MODELOVÁNÍ FUNKCE HLASIVEK

COMPENSATORY VOCAL FOLDS FOR SOURCE VOICE GENERATION:
COMPUTATIONAL MODELING OF VOCAL FOLDS FUNCTION

DIZERTAČNÍ PRÁCE
DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE Ing. MICHAL MATUG
AUTHOR

ŠKOLITEL Ing. PAVEL ŠVANCARA, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO 2015

Bibliografická citace:

MATUG, M. *Náhradní hlasivky pro generování zdrojového hlasu: Počítačové modelování funkce hlasivek.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 147 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Pavla Švancary, Ph.D a doc. Ing. Vojtěcha Mišuna, CSc. s využitím vlastních znalostí nabytých během studia a na základě uvedené literatury.

V Brně dne 30. 3. 2015 ……

Poděkování:

Poděkování patří zejména mé rodině a kamarádům, kteří mě během celé doby studia usilovně podporovali. Dále pak mým školitelům doc. Ing. Vojtěchu Mišunovi, CSc. a Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za vedení dizertační práce, cenné rady a připomínky při tvorbě předkládané práce. V neposlední řadě také kolegům, kteří se v posledních letech podíleli na výzkumu problematiky lidského hlasu na ÚMTMB. Rovněž bych chtěl poděkovat mému zaměstnavateli, že mi vycházel vstříc a umožnil dokončovat studium během zaměstnání.

Abstrakt:

Práce se zabývá výpočtovým modelováním funkce lidských hlasivek a vokálního traktu s využitím metody konečných prvků (MKP). Hlas hraje klíčovou roli v lidské komunikaci. Proto je jedním z důležitých cílů současné medicíny vytvořit umělé hlasivky, které by mohly být implantovány pacientům, kterým musely být odstraněny jejich hlasivky původní. Pro pochopení principů tvorby hlasu, určení parametrů, které musí umělé hlasivky splňovat a ověření jejich funkčnosti je možno využít výpočtového modelování.

První část práce se zabývá výpočtovým modelováním pro tvorbu lidského hlasu šeptem. V této kapitole byl na MKP modelu vokálního traktu a průdušnice zkoumán vliv velikosti mezihlasivkové mezery na rozložení vlastních frekvencí pro jednotlivé samohlásky.

Dále je v práci prezentován rovinný (2D) konečnoprvkový model samobuzeného kmitání lidských hlasivek v interakci s akustickými prostory vokálního traktu. Rovinný model vokálního traktu byl vytvořen na základě snímků z magnetické rezonance (MRI). Pro řešení interakce mezi strukturou a tekutinou je použito explicitní výpočtové schéma s oddělenými řešiči pro strukturu a pro proudění. Vytvořený výpočtový model zahrnuje: velké deformace tkáně hlasivek, kontakt mezi hlasivkami, interakci mezi strukturou a tekutinou, morfování sítě vzduchu podle pohybu hlasivek (metoda Arbitrary Lagrangian-Eulerian), neustálené viskózní a stlačitelné nebo nestlačitelné proudění popsané pomocí Navier-Stokesových rovnic a přerušování proudu vzduchu během uzavření hlasivek. Na tomto modelu jsou zkoumány projevy změn tuhosti a tlumení jednotlivých vrstev (zejména pak laminy proprii). Součástí této výpočtové analýzy je také porovnání chování hlasivek pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění. Ze získaných výsledků výpočtu MKP modelu jsou následně vytvářeny videokymogramy (VKG), které umožňují porovnat pohyb mezi jednotlivými variantami modelu a se skutečnými lidskými hlasivkami.

V další části práce je potom prezentován prostorový (3D) MKP model samobuzeného kmitání lidských hlasivek. Tento prostorový model vznikl z předchozího rovinného modelu vytažením do třetího rozměru. Na tomto modelu byl opět porovnáván vliv použití stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění na pohyb hlasivek a vytvářený zvuk s využitím videokymogramů a zvukových spekter.

Poslední část práce se zabývá jednou z možností náhrady přirozeného zdrojového hlasu v podobě plátkového elementu. Chování plátkového elementu bylo zkoumáno na výpočtovém a experimentálním modelu. Experimentální model umožňuje změny v nastavení vzájemné polohy plátku vůči dorazu a provádění akustických a optických měření.

Klíčová slova:

biomechanika lidského hlasu, metoda konečných prvků, simulace fonace, interakce struktura-tekutina-akustika, videokymografie, plátkový element

Abstract:

This doctoral thesis focuses on computational modelling of human vocal folds and vocal tract functions using finite element method (FEM). Human voice is crucial in human communication. Therefore one of the main targets of current medicine is creation of artificial vocal folds, which would substitute the original vocal folds. The computational modelling can be used to understand principles of voice production, determination of parameters that the artificial vocal folds have to meet and verification of their functionality.

First part of this thesis focuses on modelling of human voice creation by whisper. Influence of intraglottal gap on eigenvalues distribution for individual vowels was analysed using FEM vocal tract and trachea model.

Further there is presented two-dimensional (2D) finite element model of the flow-induced self-oscillation of the human vocal folds in interaction with acoustic spaces of the vocal tract. The 2D vocal tract model was created on the basis of converting the data from magnetic resonance images (MRI). Explicit coupling scheme with separated solvers for structure and fluid domain was used for modelling of the fluid-structure interaction. Created computational model comprises: large deformations of the vocal folds tissue, contact between vocal folds, fluid-structure interaction, morphing the fluid mesh according to the vocal-fold motion (Arbitrary Lagrangian-Eulerian approach), unsteady viscous compressible or incompressible airflow described by the Navier-Stokes equations and airflow separation during glottis closure. This model is used to analyse the influence of stiffness and damping changes in individual vocal fold tissue layers (in particular in superficial lamina propria). Part of this computational analysis is also comparison of vocal folds behaviour for compressible and incompressible flow model. Videokymograms (VKG) are subsequently created from obtained results of FEM calculations which enable to compare individual variants between themselves and with motion of real human vocal folds.

In next part of this thesis is presented three-dimensional (3D) finite element model of the flow-induced self-oscillation of the human vocal folds. This 3D model was created from a previous 2D model by extrude to the third direction. Using this model was again compared influence of compressible and incompressible flow model on vocal folds motion and generated sound by using videokymograms and acoustic spectra.

The last part of this thesis focuses on the possibility to replace missing natural source voice in form reed-based element. Behaviour of reed-based element was analysed using computational modelling and using measurements on experimental physical model. The physical model enables changes in setting gap between reed and reed stop and performing acoustical and optical measurements.

Keywords:

Biomechanics of human voice, finite element method, simulation of phonation, fluid-structure-acoustic interaction, videokymography, reed-based element

Obsah

1 Úvod 1
2 Cíle dizertační práce 2
3 Problémová situace 3
4 Základní způsoby náhrady zdrojového lidského hlasu 4
4.1 Šepot 4
4.2 Elektrolarynx 4
4.3 Ezofageální hlas 5
4.4 Tracheo-ezofageální hlas 5
4.5 Umělá hlasivka VUT Brno 6
5 Anatomie související s tvorbou hlasu 8
5.1 Struktura hrtanu 8
5.2 Kostra hrtanu 8
5.3 Svalstvo hrtanu 9
5.4 Morfologie a vlastnosti hlasivek 11
6 Hlasové poruchy 13
6.1 Funkční poruchy 13
6.2 Zánětlivé léze 13
6.3 Získané hlasivkové léze 13
6.4 Chronický zánět hrtanu a zhoubný nádor 14
6.5 Paréza zvratného nervu 15
6.6 Vzácné a neobvyklé léze 15
6.7 Zjizvení hlasivek 15
7 Základní pojmy související s tvorbou lidského hlasu 16
7.1 Zdrojový hlas 16
7.2 Vokální trakt 16
7.3 Formanty 16
7.4 Samohlásky a souhlásky 17
8 Teorie popisující tvorbu lidského hlasu 18
8.1 Teorie zdroj-filtr 18
8.2 Myo-elasto aerodynamická teorie 19
8.3 Teorie fonace: pulzy stlačeného vzduchu 20

9 Videokymografie a vytváření kymogramu ... 22
10 Přehled výpočtových a experimentálních modelů hlasivek ... 23
10.1 Výpočtové modely hlasivek ... 23
10.2 Výpočtové a experimentální studie hlasivek (výpočet i experiment v jedné práci) ... 32
10.3 Experimentální studie hlasivek ... 36
10.4 Shrnutí poznatků z literatury ... 39
11 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu šeptem ... 41
11.1 Výpočtové modely pro generování samohlásek šeptem ... 41
12 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas - rovinný model ... 46
12.1 Matematický popis výpočtového modelu ... 46
Přechodová (transientní) analýza struktura ... 46
Modální analýza struktury ... 47
Proporcionální tlumení ... 47
Kontaktní úloha ... 48
12.2 Algoritmus řešení problému interakce proudícího vzduchu a kmitajících hlasivek ... 52
12.3 Modely geometrie ... 53
12.4 Modely materiálu ... 54
12.5 Vytvoření rovinného modelu pro generování samohlásek nahlas ... 55
12.5.1 Vytvoření 2D konečnoprvkové sítě tkáně hlasivek, vokálního traktu a průdušnice ... 55
12.5.2 Zadání okrajových podmínek přes komponenty ... 56
12.6 Modální analýza struktury hlasivek pro rovinný model ... 57
12.7 Modální analýza vokálního traktu pro rovinný model ... 59
12.8 Vyhodnocení posuvů hlasivek v jednotlivých fázích cyklu ... 64
12.9 Napětí ve vybraných bodech jednotlivých vrstev struktury hlasivek ... 67
12.10 Porovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění pro rovinnou úlohu ... 71
12.10.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek ... 71
12.10.2 Vytvoření videokymogramů z výsledků výpočtového modelování ... 74
12.10.3 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění ... 78
12.11 Porovnání vlivu různých tlouštěk podpovrchové vrstvy hlasivek ... 84
12.11.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek ... 85
12.11.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění ... 89
12.12 Porovnání vlivu různých hodnot tlumení podpovrchové vrstvy hlasivek ... 92
12.12.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek ... 93
12.12.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění ... 95

13 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas - prostorový model 97
13.1 Okrajové podmínky 98
13.2 Modální analýza struktury hlasivek pro prostorový model 99
13.3 Modální analýza vokálního traktu pro prostorový model 103
13.4 Porovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění pro prostorový model 107
13.4.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek 113
13.4.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění 118
14 Náhrada zdrojového hlasu pomocí plátkového elementu 125
14.1 Experimentální model plátkového elementu 125
14.2 Výpočtový model plátkového elementu 128
15 Náměty na další rozvoj 134
16 Závěr 135
16.1 Generování samohlásek šeptem 135
16.2 Modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas – rovinný model 135
16.3 Modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas – prostorový model 136
16.4 Analýza plátkového elementu 137
17 Literatura 138
18 Použité zkratky a symboly 145
Publikační činnost 146
Články (hlavní autor) 146
Články (spoluautor) 146

1 Úvod

Hlas, který provází člověka celým životem a je pro každého jedince charakteristický, je důležitou složkou zvukového dorozumívacího procesu člověka označovaného jako řeč. Omezením nebo ztrátou hlasové složky řeči je tento způsob mezilidské komunikace značně ovlivněn nebo naprosto znemožněn. Hlasové ústrojí ovlivňují různé fyziologické a patologické pochody. Snahou je docílit toho, aby byly změny hlasu způsobeny pouze fyziologickým vývojem a neprojevovaly se patologické vlivy v oblasti krku, od drobných uzlíků na hlasivkách, až po závažné onemocnění (např. karcinomy hrtanu), které vedou k nutnosti radikálního zásahu do hlasového aparátu.

Chirurgické odstranění hrtanu (laryngektomie) je často jedinou možností léčby pacientů s nádory hrtanu. Z důvodu toho, že jsou hlasivkové svaly připevněny na hrtanových chrupavkách, většinou jsou spolu s hrtanem odstraněny i hlasivky.

V současnosti existuje mnoho typů náhradních zdrojových hlasů (jícnový hlas, implantace tracheo-ezofangeálního shuntu, elektrolaryng a další). Žádný z těchto zdrojů však zatím nedosahuje požadovaných parametrů ovlivňujících výslednou kvalitu hlasu. Hlavními požadavky jsou dostatečně silný akustický signál s požadovanou základní frekvencí, malé rozměry a biokompatibilní materiál, schopný dlouhodobě odolávat agresivnímu prostředí v lidském těle. Materiál hlasivek musí být rovněž schopen dlouhodobě pracovat při vysokých rychlostech proudění a vysokých frekvencích pohybu. Další důležitou vlastností skutečných hlasivek, kterou by měly umělé hlasivky rovněž obsahovat, je jejich otevírání (během dýchání) a zavírání (během fonace). Během řeči se hlasivky rovněž dokážou „zapínat“, čímž vytvoří znělé souhlásky a samohlásky, nebo „vypínat“, čímž se tvoří neznělé hlásky nebo šepot. Zdravé lidské hlasivky jsou schopny pracovat ve více různých módech, jako jsou například při zpěvu hrudní a hlavový rejstřík.

Na ÚMTMB FSI VUT Brno byly v posledních letech experimentálně vyvíjeny náhradní hlasivky pro generování zdrojových hlasů pro pacienty s odstraněnými hlasivkami. Jde zejména o různé typy umělých hlasivek pro generování znělého hlasu. Jejich analýzou se zabývají mj. práce [29], [61], [62] a [63]. Hlasivky splňují všechny požadavky na kvalitu zdrojového hlasu, ale zatím ještě nesplňují požadavky materiálové a rozměrové. Nejnověji byly zkoumány možnosti použití plátkového hlasového elementu [58], [107], [108], [109] pro tvorbu zdrojového hlasu. Na ÚMTMB vzniklo v minulosti také několik diplomových a dizertačních prací, které analyzují výpočtové modely funkce lidských hlasivek [39], [50], [55], [69], nebo charakteristiky buzeného vokálního traktu nastaveného na některé české samohlásky [57].

2 Cíle dizertační práce

Cílem dizertační práce je tvorba komplexních výpočtových modelů chování lidských hlasivek pro mluvení nahlas a šeptem s využitím metody konečných prvků. Tyto modely by měly sloužit k pochopení biomechaniky tvorby lidského hlasu, které je při případném návrhu umělých hlasivek velmi důležité. Zejména rozložení posuvů a napětí ve strukturách hlasivek z hlediska pohybu hlasivek a rychlostní a tlaková rozložení v oblastech pod, mezi a nad hlasivkami, případně v oblasti úst z hlediska produkovaného zvuku. Na vytvořených rovinných výpočtových modelech je možné v relativně krátkých výpočtových časech simulovat několik period fonace pro různé parametry modelu, jakými jsou například tloušťka jednotlivých vrstev, materiálové vlastnosti vrstev (změna tuhosti, tlumení), velikost vstupní rychlosti a další.

Výpočtové modely pro generování samohlásek šeptem, kdy se hlasivky během generování hlásek nepohybují, zahrnuje pouze fluidní prostředí a hlasivky nejsou modelovány. Na tomto modelu se analyzuje vliv velikosti mezihlasivkové mezery na rozložení vlastních frekvencí a vlastních tvarů jednotlivých českých samohlásek [56].

Model pro mluvení nahlas, který zahrnuje interakci struktura-vzduch-akustika, by měl splňovat většinu požadavků, které jsou na něj kladeny a které přibližují chování výpočtového modelu k reálnému pohybu hlasivek. Těmito požadavky jsou skutečný tvar hlasivek, dostatečný počet strukturních vrstev hlasivek, působení materiálového tlumení, předpětí hlasivek, kontakt mezi hlasivkami, řešení v oblasti velkých deformací, přerušování proudění při uzavření hlasivek a další.

Z provedené rešeršní studie vyplynulo, že většina dosud ve světě vytvořených modelů splňuje pouze některé z těchto požadavků a obsahují pokaždé různá zjednodušení a předpoklady. Snahou je vytvořit výpočtový model, který odstraní co největší počet těchto omezení a bude obsahovat všechny důležité mechanismy procesu fonace. Tvorba a úprava modelů navazuje na práce předchozích autorů, zabývajících se modelováním funkce lidských hlasivek na našem ústavu [39], [50], [55] a [69]. Hlavním cílem by mělo být odladění a zdokonalení stávajícího rovinného výpočtového modelu hlasivek a jeho následné převedení na prostorový model. Na vytvořených modelech bude provedena numerická simulace interakce samobuzeného kmitání hlasivek s akustickými prostory vokálního traktu. Cílem je vytvořit takový model, který by v parametrech, jako jsou frekvence, amplituda a tvar kmitání hlasivek, rychlost a tlak ve vokálním traktu, odpovídal fyziologickým hodnotám naměřeným na skutečných hlasivkách.

Na těchto modelech budou zkoumány projevy změn tloušťky, tuhosti a tlumení vrstev hlasivkové tkáně. Takovéto změny v tkáni hlasivek mohou být způsobeny některými patologiemi hlasivek. Protože velká většina výpočtových modelů uváděných v literatuře používá nestlačitelný model proudění, bude na těchto modelech také analyzováno chování hlasivek pro případy stlačitelného a nestlačitelného proudění.

Na plátkovém elementu, který byl zkoumán jako jedna z možností náhrady zdrojového hlasu, má být prokázána jeho schopnost plnohodnotně nahradit přirozený zdrojový hlas člověka. Pomocí výpočtového a fyzikálního modelu byly analyzovány vlivy různého nastavení plátkového elementu na chování plátku a rozložení tlaků v jeho okolí.

3 Problémová situace

Snaha navrátit ztracený zdroj hlasu, který se v podobě hlasivek ukrývá v hrtanu, je jedním z hlavních důvodů výzkumu chování lidských hlasivek. Důležitost mezilidské komunikace si člověk většinou uvědomí až při jejím narušení. Poruchy hlasu a řeči jsou vnímány jako příznaky běžných onemocnění, jakými jsou nachlazení, angína nebo chřipka, po jejichž vyléčení tyto příznaky mizí. Často se však zapomíná, že příčinou těchto poruch mohou být také závažné nemoci. Pokud se tyto příčiny nezjistí včas a nezačnou se správně léčit, mohou způsobit trvalé následky nebo dokonce ohrožení života. Závažné poruchy lidského hlasu postihují 3% obyvatelstva, poruchy řeči pak dalších 7%. Poruchami mezilidské komunikace, mezi které patří i poruchy hlasu, se zabývají odborní lékaři z oboru foniatrie.

Hlasové ústrojí je ovlivňováno různými fyziologickými a patologickými pochody. Snahou je docílit toho, aby byly změny hlasu způsobeny pouze fyziologickým vývojem a neprojevovaly se patologické vlivy v oblasti krku, od drobných uzlíků na hlasivkách, až po závažné onemocnění (např. karcinomy hrtanu), které vedou k nutnosti radikálního zásahu do hlasového aparátu.

Výpočtové modely by měly sloužit k pochopení biomechaniky tvorby lidského hlasu, které je při případném návrhu umělých hlasivek velmi důležité. Zejména rozložení posuvů a napětí ve strukturách hlasivek a rychlostní a tlaková rozložení v oblastech pod, mezi a nad hlasivkami, případně v oblasti úst. Z důvodů velmi malých rozměrů hlasivek (okolo 2 až 3 cm) a jejich uložení uvnitř hrtanu se měření na experimentálních modelech obtížně realizují a je problematické zajistit dostatečné prostorové rozlišení měřených veličin. Rovněž některá měřící zařízení nedovolují zachycení průběhu měření v dostatečně jemném časovém kroku, což také může značně zkreslit výsledky. Proto bylo přistoupeno k vytvoření a zdokonalování výpočtových modelů, na kterých se dá v relativně krátkých výpočtových časech simulovat několik period fonace pro různé možnosti nastavení (kvalita sítě, materiálové vlastnosti hlasivek, velikost časového kroku výpočtu, velikosti vstupního zatížení a další). Tyto výpočtové modely by měly splňovat mnoho požadavků, kterými jsou například skutečný tvar hlasivek, dostatečný počet strukturních vrstev hlasivek, působení materiálového tlumení, předpětí hlasivek, kontakt mezi hlasivkami, řešení v oblasti velkých deformací nebo přerušování proudění při uzavření hlasivek.

V posledních letech bylo v literatuře publikováno mnoho experimentálních studií a výpočtových modelů, které se s různou úspěšností snažily napodobit funkce lidských hlasivek. Většina modelů se zabývala pouze modelováním určitých částí funkce hlasivek a obsahuje některá zjednodušení a předpoklady.

Při modelování funkce lidských hlasivek se pro výpočtové modelování v současnosti používá metoda konečných prvků, která je v posledních letech díky rozvoji počítačové techniky velmi rozšířenou metodou pro získávání nových poznatků v biomechanice, mimo jiné i tvorby lidského hlasu. Při modelování v biomechanice je důležitá také komunikace s lékaři, kteří dávají vědcům různé náměty dalšího možného vývoje nových modelů. Například jedním z požadavků lékařů je pomocí simulací na výpočtových modelech predikovat různé patologické stavy hlasivek v jejich raném stádiu výskytu, tedy například jak se tyto počáteční patologické změny projeví ve videokymogramu.

4 Základní způsoby náhrady zdrojového lidského hlasu

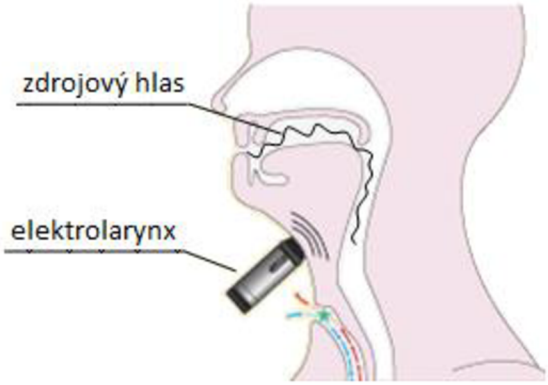
4.1 Šepot

Jednou z nejpřirozenějších možností jak nahradit zdravý zdrojový hlas pro mluvení nahlas je jeho nahrazení pomocí techniky mluvení šeptem. Při tomto způsobu komunikace nejsou do tvorby zdrojového hlasu zapojeny hlasivky, a proto je možné jej použít i pro pacienty, kteří mají s klasickou tvorbou hlasu problémy (zejména po různých postiženích hlasivek nebo po jejich úplném odstranění). Princip tvorby lidského hlasu pro šepot je v tomto případě podobný jako v případě zdravých lidí. V průběhu nadechování a vydechování se v zúženém místě vokálního traktu vytváří akustický šum, který neobsahuje žádné dominantní frekvence ve spektru. Tento šum se poté průchodem přes vokální trakt směrem k ústům modifikuje na akustický signál dané hlásky. Tato metoda je pro pacienty poměrně snadno naučitelná. Jedinou zásadní nevýhodou je nízká intenzita zvuku, která může ovlivnit nebo znemožnit srozumitelnost hlasového projevu na veřejných místech s hlučnějším pozadím.

4.2 Elektrolarynx

Elektrolarynx, neboli elektronický hrtan, je elektromechanické zařízení, které slouží k vytváření zdrojového hlasu uvnitř vokálního traktu. Princip spočívá v generování periodického signálu v elektrických obvodech, který přes elektromagnet opět periodicky rozpohybuje pružně uložené jádro přístroje. Po přiložení přístroje k měkké tkáni krku jsou tyto pohyby přenášeny přes membránu do vokálního traktu. Tvorba zdrojového hlasu pomocí elektrolarynxu je zobrazeno na Obr. 4.1.

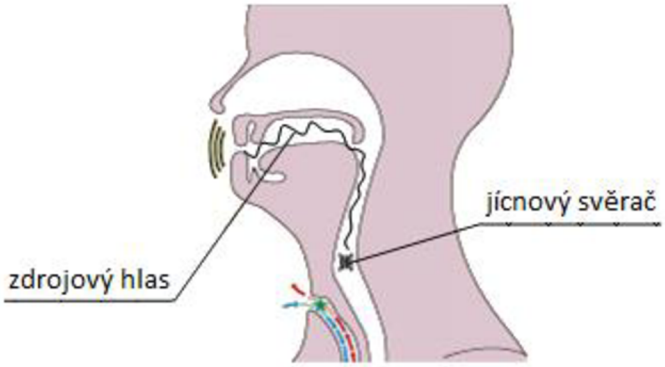
Speciálním případem jsou intraorální hlasové protézy (UltraVoice), kdy je zařízení umístěno jako součást zubní protézy horního patra přímo v ústní dutině. Zařízení obsahuje řídící jednotku, která dává povely ke generování zdrojového hlasu a zesilovací jednotka, která snímá a zesiluje výsledný signál a přes reproduktor jej šíří do okolí. Toto zařízení je poměrně snadné na používání, není třeba osvojení speciálních postupů jako v případě ezofageálního hlasu. Výraznou nevýhodou je ovšem nepřirozený strojový hlas, který v charakteristikách zdrojového hlasu vykazuje malý počet vyšších harmonických a konstantní frekvenci a hlasitost. Další nevýhodou je nutnost externího zdroje napájení.



Obr. 4.1 Tvorba zdrojového hlasu pomocí elekrolarynxu (modifikováno podle [10])

4.3 Ezofageální hlas

Tento způsob se používá nejčastěji pro pacienty po laryngektomii, kdy je pacientovi odstraněn hrtan a průdušnice už není propojena s jícnem. Průdušnice je nově vyvedena přední stranou krku, kde je zakončena tzv. tracheostomatem. Při tomto způsobu však již proud vzduchu z plic neproudí přes vokální trakt a nosní dutinu a není proto možné používat ani šepot. Při tvorbě zdrojového hlasu touto metodou se musí pacient naučit techniku vytváření vzduchové zásoby v jícnu. Při zpětném proudění vzduchu do vokálního traktu dochází k rozkmitávání stěn jícnu a vytváření zdrojového ezofageálního (jícnového) zdrojového hlasu. Tento hlas se pak průchodem přes vokální trakt modifikuje na signál pro danou hlásku. Výhodami této metody oproti elektrolarynxu je nezávislost na zdroji energie a není potřeba během komunikace držet přístroj v ruce. Nevýhodami jsou složitější hlasová rehabilitace, potřeba se naučit techniku vytváření vzduchové zásoby v jícnu a generování základní frekvence hlasu okolo 60-90 Hz, což je nižší hodnota než 110 Hz v případě zdravého mužského hlasu a zejména než 210 Hz u ženských hlasů. Tvorba ezofageálního (jícnového) hlasu je zobrazena na Obr. 4.2.

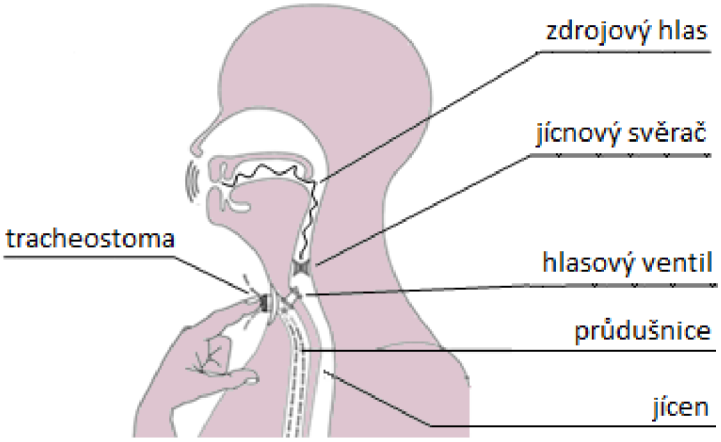


Obr. 4.2 Tvorba zdrojového hlasu pomocí jícnového svěrače (modifikováno podle [10])

4.4 Tracheo-ezofageální hlas

Složitá hlasová rehabilitace při ezofageálním způsobu vytváření zdrojového hlasu vedla k vyvinutí novější metody. Ta spočívá v tom, že pokud je to po laryngektomii možné, je chirurgicky propojena průdušnice a jícen (tzv. tracheo-ezofageální punkce), většinou se toto propojení vytváří přímo při odstraňování hrtanu. Do punkce se vloží jednocestný ventil, který brání pronikání potravy a slin z jícnu do průdušnice. Pokud pacient ucpe tracheostoma a zvýší tlak v plicích, otevře se tento ventil a vzduch proudí z plic do jícnu. Při této metodě se pacient musí naučit nastavení jícnového svěrače tak, aby se při proudění vzduchu z plic vytvářel zdrojový hlas. Dalším vývojem tohoto jednocestného ventilu je jeho úprava tak, aby byl již při průchodu vzduchu tímto ventilem generován zdrojový hlas bez nutnosti tvorby hlasu přes jícnový svěrač. Navíc je při tomto způsobu generování dosaženo vyšší základní frekvence, což vede k vytváření přirozenějšího hlasu, než je tomu při generování přes jícnový svěrač. Výhodou je tedy snadnější hlasová rehabilitace oproti klasickému ezofageálnímu hlasu, větší plynulost komunikace vhledem k vyšší kapacitě vzduchu v plicích oproti vzduchu v jícnu. V případě hlasotvorných ventilů navíc odpadá nutnost učení se techniky nastavování jícnového svěrače. Nevýhodami jsou nutnost pečlivé hygieny v oblasti tracheo-ezofageální punkce a jednocestného ventilu a nutnost ucpání tracheostomatu při mluvení. U některých pacientů navíc

z důvodů oslabení okolní tkáně není provedení tracheoezofageální punkce možné. Tvorba zdrojového hlasu pomocí hlasového ventilu je zobrazena na Obr. 4.3.



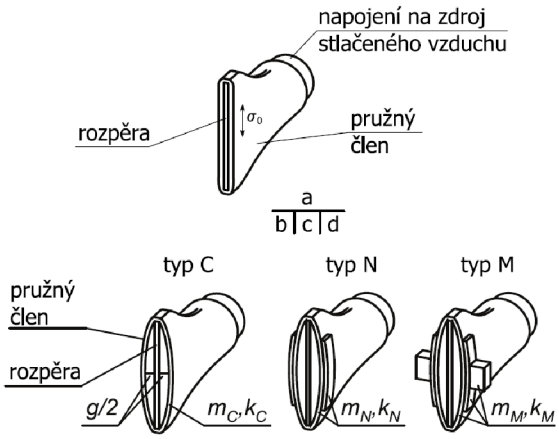
Obr. 4.3 Tvorba zdrojového hlasu pomocí hlasového ventilu (modifikováno podle [10])

4.5 Umělá hlasivka VUT Brno

Umělé hlasivky vytvořené na ÚMTMB FSI VUT Brno jsou založeny na principu tvorby zdrojového hlasu v souladu s teorií tlakových pulzů stlačeného vzduchu. Při definici této teorie bylo rovněž zkonstruováno šest experimentálních modelů umělé hlasivky a navrženo jejich použití jako umělých zdrojových hlasů. Na těchto modelech byly získány charakteristiky a zároveň ověřena funkčnost tohoto principu tvorby lidského hlasu. Toto zařízení pro externí buzení vokálního traktu bylo od roku 2003 chráněno národním [64] a následně i mezinárodním patentem [60]. Provedení některých variant experimentálních modelů umělých hlasivek je zobrazeno na Obr. 4.4.

Provedení experimentálních modelů vychází z napnutí poddajné části hlasivky na několikanásobně tužší rozpěrný díl. V klidovém stavu jsou obě tyto části umělé hlasivky v kontaktu. Jednotlivé modely se liší mírně odlišným konstrukčním provedením pružné i rozpěrné části, která způsobuje změnu výsledné základní frekvence umělých hlasivek. Zvyšování předpětí pružného členu, kterého je dosaženo zvětšováním délky rozpěrného členu, vede ke zvyšování základní frekvence kmitání. Pružný člen lze rovněž ovlivňovat připojením přídavné hmotnosti nebo změnou tuhosti. Zatímco zvýšení tuhosti zvyšuje základní frekvenci kmitání pružného členu, zvyšování přídavné hmotnosti základní frekvenci snižuje. Tyto úpravy vedou nejen ke změnám základní frekvence generovaného signálu a jeho spektra, ale rovněž ke změnám minimálního tlaku potřebného k fonaci a průběhů tlaků před hlasivkou.

Umělá hlasivka VUT byla konstruována za předpokladu, že hlavní energií pro tvorbu zdrojového hlasu bude stlačený vzduch. Parametry tohoto stlačeného vzduchu byly voleny v souladu se skutečnou tvorbou zdrojového hlasu. Při experimentech na těchto modelech umělé hlasivky byl pro buzení využit zásobník stlačeného vzduchu. Při případném implementování do lidského organismu by se pro buzení využíval vzduch z plic.

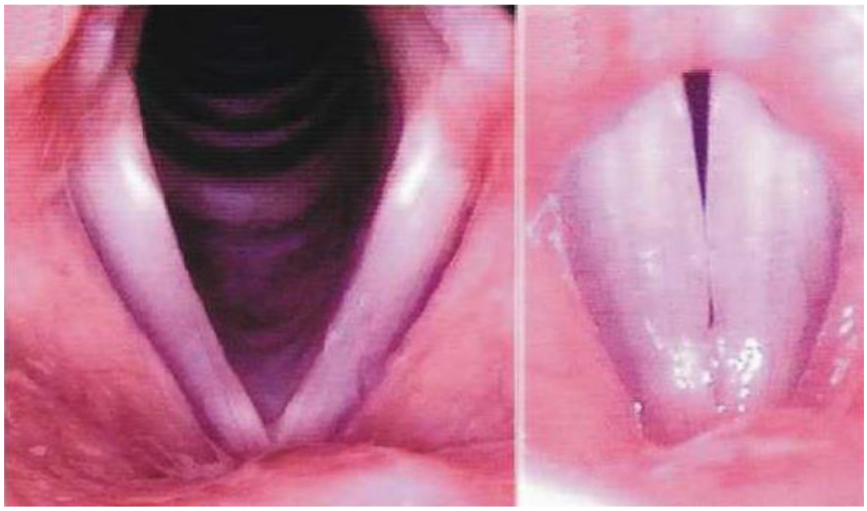


Obr. 4.4 Provedení VUT hlasivek a) klidová poloha b) c) d) různé typy hlasivek během fonace [62]

5 Anatomie související s tvorbou hlasu

5.1 Struktura hrtanu

Hlasivky jsou součástí hrtanu. Použitím laryngoskopie můžeme na hrtan nahlížet shora (viz Obr. 5.1). Zde jsou vidět hlasivky, které jsou při fonaci přitisknuty k sobě (vpravo) a u dýchání jsou rozevřené (vlevo). Prostor, který se utvoří mezi hlasivkami, se nazývá hlasivková štěrbina (lat. *glottis*). Pohyby a nastavení hlasivek můžeme regulovat pomocí množství svalů upnutých na hrtanové chrupavky. Obecně se struktura hrtanu dělí na tvrdou tkáň (chrupavčitá kostra) a měkkou tkáň (svalstvo, vazy a sliznice).

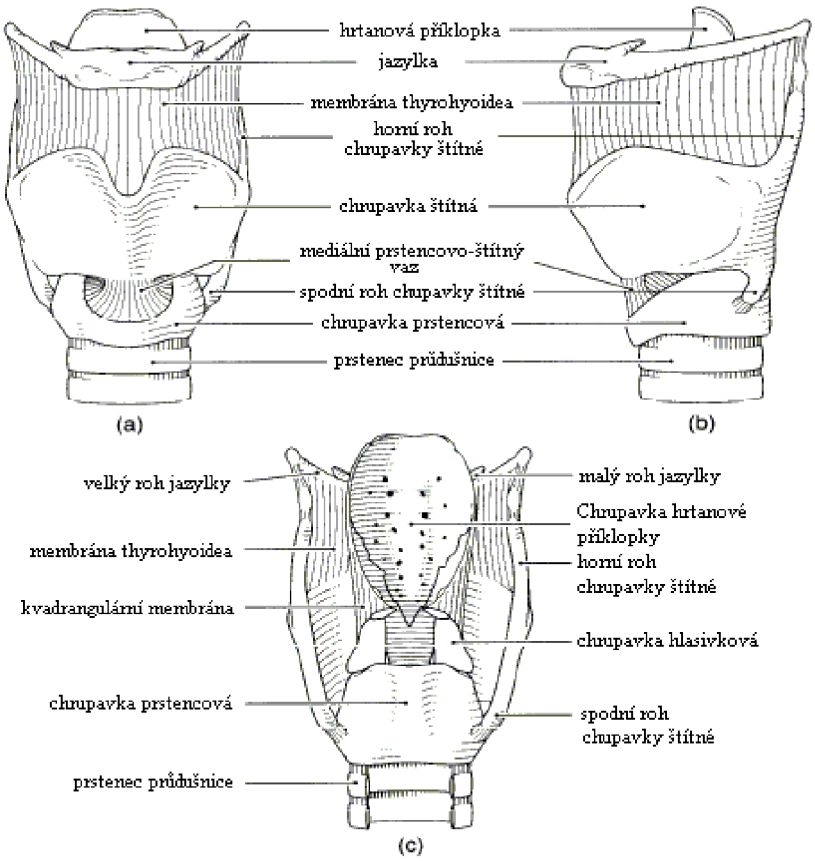


Obr. 5.1 Postavení hlasivek při dýchání (vlevo) a při fonaci (vpravo) [82]

5.2 Kostra hrtanu

Kostra hrtanu, která je zobrazena na Obr. 5.2, se skládá ze dvou prstenců průdušnice, prstencové chrupavky, hlasivkových chrupavek (patrných pouze při zadním pohledu), štítné chrupavky, jazylky a hrtanové příklopky.

Štítná chrupavka (lat. *cartilago thyroidea*) značeno ***T*** viz Obr. 5.3, je tvořena ze dvou plochých destiček, které jsou v přední části spojeny v jedinou hranu. Tato chrupavka vystupuje zejména u mužů pod kůží a je lidově označována jako "ohryzek". V zadní části se tyto destičky napojují na horní a dolní rohy štítné chrupavky. Na horním rohu se upíná vaz, propojující štítnou chrupavku s jazylkou. Dolní roh je spojený kloubem s prstencovou chrupavkou. Rotace štítné chrupavky vůči prstencové kolem tohoto kloubu napíná hlasivky, a tím se ovlivňuje frekvence hlasivek. **Prstencová chrupavka** (lat. *cartilago cricoidea),* ***C*** viz Obr. 5.3, je v dolní části spojena s průdušnicí. Na dvou vyklenutých kloubních plochách umístěných vzadu nahoře dosedají **hlasivkové chrupavky** (lat. *cartlagines arytenoidee),* ***A*** viz Obr. 5.3. **Hrtanová příklopka** (lat. *epiglottis*) plní velmi důležitou funkci, kterou je uzavírání hrtanu při polykání. Jedinou opravdovou kostí na obrázku je **jazylka** (lat. *os hyoideum*). Ta však nebývá uvažována jako přímá součást hrtanu. Upíná se na ní však poměrně velké množství vnějších hrtanových svalů, umožňujících celkové pohyby hrtanu.



Obr. 5.2 Struktura hrtanu [98]:
a) pohled zepředu b) boční pohled c) pohled zezadu

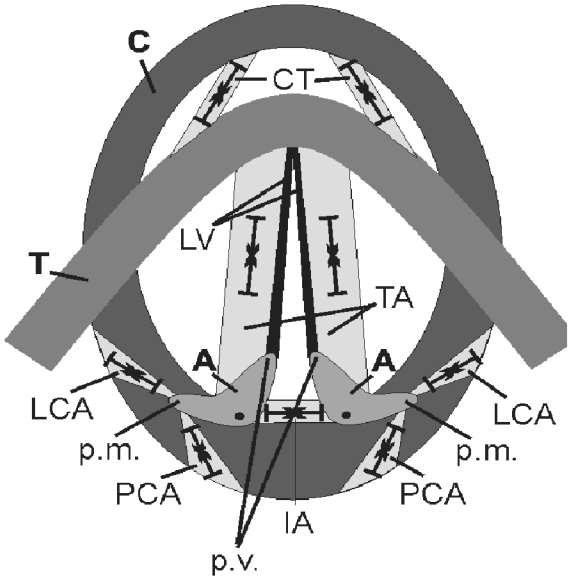
5.3 Svalstvo hrtanu

Svalstvo hrtanu se dělí na vnitřní svalstvo, které spojuje chrupavky hrtanu mezi sebou a vnější svalstvo spojující hrtan s ostatními strukturami, zvláště pak s **hrudní kostí** (lat. *sternum*) a jazylkou.

Vnitřní svaly hrtanu zobrazené na Obr. 5.3 můžeme dále rozdělit na abduktory a adduktory. Abduktory otevírají hlasivkovou štěrbinu, adduktory ji naopak uzavírají. Z tohoto obrázku je také patrné umístění **hlasového vazu** (lat. *ligamentum vocale*) ***LV*** viz Obr. 5.3, který je spolu s hlasivkovými svaly součástí hlasivek.

Hlasivkový sval (lat. *musculus thyroarytenoideus*) ***TA*** viz Obr. 5.3, je párový sval, probíhající od štítné chrupavky k chrupavce hlasivkové. Tento sval se anatomicky dělí do dvou svazků **vnitřní TA svazek** (lat. *m. thyroarytenoideus internus*), jehož vnitřní část sousedí s hlasovým vazem) a **vnější TA svazek** (lat. *m. thyroarytenoideus externus*), jehož vnější část je umístěna dále od okraje hlasivky. Z hlediska funkce není zcela zřejmý význam těchto svalů. Předpokládá se však, že vnější TA svazek se používá při rychlém zkracování hlasivek a vnitřní TA svazek se používá pro jemné ladění napětí nejmediálnějších vláken. Kontrakce těchto svazků zkracuje a ztlušťuje hlasivky, čímž se zvyšuje tuhost svalu. Experimentálně byla potvrzena důležitá úloha tohoto svalu při ladění výšky tónu hlasivek.

Vnější napínač (lat. *m. cricothyroideus*), ***CT*** viz Obr. 5.3, je párový sval, který má také dva svazky, přímou část (lat. *pars recta*) a šikmou část (lat. *pars obliqua*). Tyto svazky se upínají na přední část prstencové chrupavky. Na opačném konci se přímá část upíná na spodní okraj destičky štítné chrupavky. Šikmá část probíhá až ke spodnímu rohu štítné chrupavky. Hlavní funkcí tohoto svalu je kontrola frekvence hlasivek. Jeho kontrakce napíná a prodlužuje hlasivky, což způsobuje přibližování přední části štítné chrupavky k chrupavce prstencové. Obě chrupavky přitom vykonávají rotační pohyb.



Chrupavky:
T – štítná chrupavka (cartilago thyroidea)
C – prstencová chrupavka (cartilago cricoidea)
A – hlasivková chrupavka (cartilago arytenoidea)
p.v. – hlasivkový výběžek (processus vocalis)
p.m. – svalový výběžek (processus muscularis)

Svaly:
CT – musculus cricothyroideus
TA – musculus thyroarytenoideus
LCA – musculus cricoarytenoideus lateralis
PCA – musculus cricoarytenoideus posterior
IA – musculus arytenoideus transversus

Vazy:
LV – hlasový vaz (ligamentum vocale)

Obr. 5.3 Schematické znázornění chrupavek a vnitřního svalstva hrtanu (pohled shora) [88], modifikováno podle Hybáška [42]

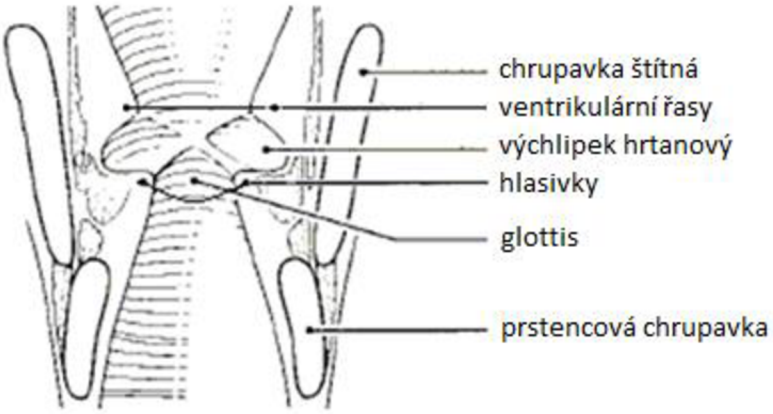
Boční hlasivkový napínač (lat. *m. cricoarytenoideus lateralis*), ***LCA*** viz Obr. 5.3, je párový sval pnoucí se od horního okraje prstencové chrupavky ke svalovému výběžku (lat. *processus muscularis*) ***p.m.*** viz Obr. 5.3, hlasivkové chrupavky. Jeho kontrakce otáčí hlasivkovou chrupavku tak, že se její hlasivkový výběžek (lat. *processus vocalis*) ***p.v.*** viz Obr. 5.3, na kterém jsou upnuty hlasivky, posouvá do středu. Tím přitlačuje hlasivky k sobě.

Zadní rozvěrač hlasivkové štěrbiny (lat. *m. cricoarytenoideus posterior*), ***PCA*** viz Obr. 5.3, je párový sval, který je upevněn na zadní stěnu prstencové chrupavky. Táhne se nahoru laterálním směrem a upíná se, stejně jako LCA sval, ke svalovému výběžku hlasivkové chrupavky. Tento sval je primárním abduktorem hlasivek. Při kontrakci otáčí arytenoidní chrupavku tak, že se její hlasivkový výběžek posouvá laterálně, a tedy oddaluje hlasivky od sebe. Jeho funkce je opozitní vůči funkci LCA svalu.

Příčný sval spojující hlasivkové chrupavky (lat. *m. arytenoideus*) - z anglického interarytenoid muscle ***IA*** viz Obr. 5.3, se rozděluje na rovnou část příčného svalu (lat. *m. arytenoideus transversus*) a šikmou část (lat. *m. arytenoideus obliquus*). Kontrakce těchto svalů k sobě přibližuje hlasivkové chrupavky a uzavírá štěrbinu mezi nimi (tzv. chrupavčitou část glottis). Toto uzavření zamezuje úniku vzduchu z plic mimo vibrační část hlasivek (blanitou část glottis).

5.4 Morfologie a vlastnosti hlasivek

Koronální řez hrtanem (Obr. 5.4) znázorňuje ohraničení hrtanových prostorů mezi hrtanovou příklopkou a průdušnicí. Hlasivky jsou umístěny mezi štítnou chrupavkou a hlasivkovými chrupavkami v nejužším místě hrtanu. Nad nimi leží hrtanový výchlipek (lat. *ventriculus laryngis*) neboli *sinus Morgagni*. Ten odděluje hlasivky od ventrikulárních řas (někdy též označovaných jako falešné hlasové vazy). Nad ventrikulárními řasami jsou aryepiglotické řasy. Ty za pomoci aryepiglotického svalu uzavírají hrtanový prostor přiklápěním hrtanové příklopky.



Obr. 5.4 Koronální řez hrtanem [98]

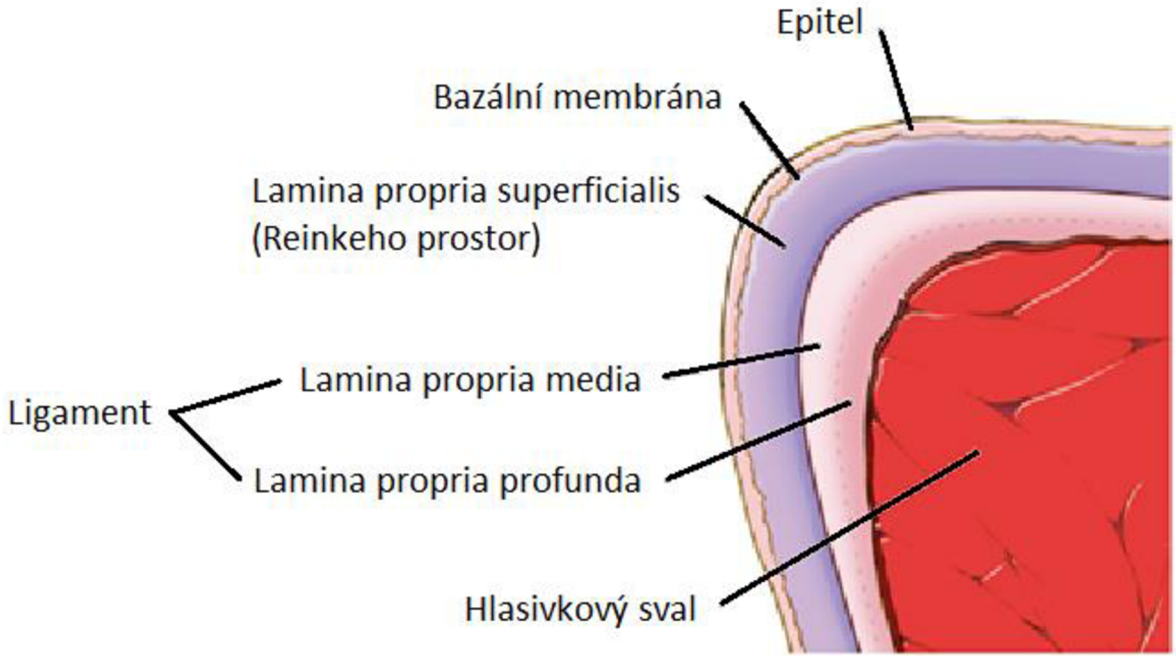
U morfologie hlasivek je důležitým poznatkem to, že jsou hlasivky složeny z více vrstev, z nichž každá má jiné elastické vlastnosti (Obr. 5.5).

Povrch hlasivek tvoří vrstevnatý šupinový **epitel** o tloušťce 0,05 až 0,1 mm. Epitel obklopuje měkkou tkáň, která má podobné vlastnosti jako tekutina a bývá srovnáván s gumovým balónkem naplněným vodou. Od vaziva epitel dělí **bazální membrána**. Mezi svalem a epitelem jsou uloženy nesvalové vrstvy, představující **slizniční vazivo** (*lamina propria)*. Toto vazivo se rozděluje na tři vrstvy: povrchovou (superficialis), střední (media) a hloubkovou (profunda).

Povrchová vrstva má uprostřed hlasivek tloušťku kolem 0,3 mm a je utvořena z neorganizovaně uspořádaných elastinových vláken obklopených tkáňovou tekutinou. **Střední vrstva** je také primárně tvořena elastinovými vlákny (na Obr. 5.5 zobrazeny jako plné kroužky). Vlákna jsou zde již uspořádána a orientována v anteriorně-posteriorním (podélném) směru. Tato vrstva obsahuje také menší množství kolagenních vláken (zobrazeny jako prázdné kroužky). **Hloubková vrstva** slizničního vaziva je tvořena zejména kolagenními vlákny. Tato vlákna jsou oproti elastinovým vláknům téměř nepoddajná. Vlákna hloubkové vrstvy probíhají také v podélném směru. Střední a hloubková vrstva mají dohromady tloušťku okolo 1 mm [33].

Nejhlouběji uvnitř hlasivky je uložen **hlasivkový sval**, který na hloubkovou vrstvu slizničního vaziva navazuje svou vnitřní částí. Tento sval má tloušťku asi 7-8 mm, což představuje největší část hlasivky.

Dohromady tedy můžeme rozlišit až pět hlasivkových vrstev a bývají v závislosti na popisované fyziologické funkci hlasivek shlukovány do skupin. Proto se v některých případech uvažují pouze dvě či tři vrstvy hlasivek. Třívrstvé schéma rozlišuje **sliznici** (lat. mucosa), **vaz** a **sval**. Dvouvrstvé schéma rozeznává **obal** a **tělo** hlasivky.



Obr. 5.5 Jednotlivé vrstvy hlasivky v koronálním řezu [73]

6 Hlasové poruchy

Hlasovými poruchami jsou nazývány všechny zvukové změny hlasového projevu, které vznikají buďto chorobami hlasového orgánu nebo nesprávnou funkcí hlasového, dechového či artikulačního ústrojí. Tyto poruchy jsou podrobně popsány v literatuře [103]. Vyskytuje se velké množství hlasových poruch, které se řadí podle určitých kritérií, na způsobu řazení však mezi autory panuje neshoda. V této práci bylo zvoleno řazení podle Cornuta [19], kde jsou hlasové poruchy řazeny jako funkční poruchy, zánětlivé léze, získané hlasivkové léze, vrozené léze, chronické záněty hrtanu a zhoubné nádory, paréza zvratného nervu, vzácné a neobvyklé léze a jizvení hlasivek.

6.1 Funkční poruchy

Tyto poruchy bývají nejčastěji způsobeny nadměrnou hlasivkovou námahou.

Hyperkinetická dysfonie – nejčastěji se tato porucha objevuje u dětí, u kterých se často objevují záněty horních cest dýchacích. Vlivem těchto zánětů nebo inhalací cigaretového kouře dochází k překrvení hlasivek, které se pak při větší námaze poškozují. Toto se projevuje zvětšením tloušťky hlasivek a horšímu uzavírání mezihlasivkové mezery. Tyto změny se projevují zastřením hlasu, chrapotem až dočasnou ztrátou hlasu (afonií). Při zanedbání a neléčení tohoto stavu je možná tvorba hlasivkových uzlíků, které je poté nutné odstranit chirurgicky.

Hypokinetická dysfonie – příčinou je atrofie (odumírání) hlasivkového svalu, která může být buď vrozená, nebo důsledek hyperkinetické dysfonie. V lepším případě se na hlasivkách objevuje rýha na jejich mediálním okraji. Projevuje se podobně jako hyperkinetická dysfonie.

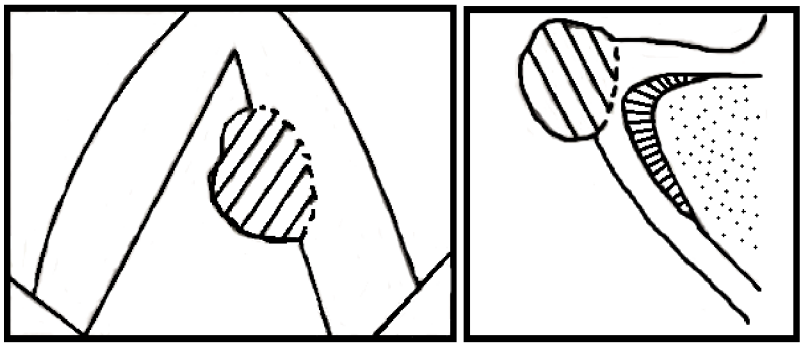
6.2 Zánětlivé léze

Akutní laryngitida – termínem laryngitida se rozumí zánět hrtanu. Tato porucha nejčastěji souvisí s virovou nebo mikrobiální infekcí. Projevuje se jako mírný zánět hlasivek doprovázený silným překrvením a silným otokem hlasivek. To způsobuje změnu pohybu hlasivek, jehož důsledkem je chrapot. Vlivem otoku se mění také tvar hlasivek, které tím ztrácí schopnost dokonalého uzavírání mezihlasivkové mezery.

6.3 Získané hlasivkové léze

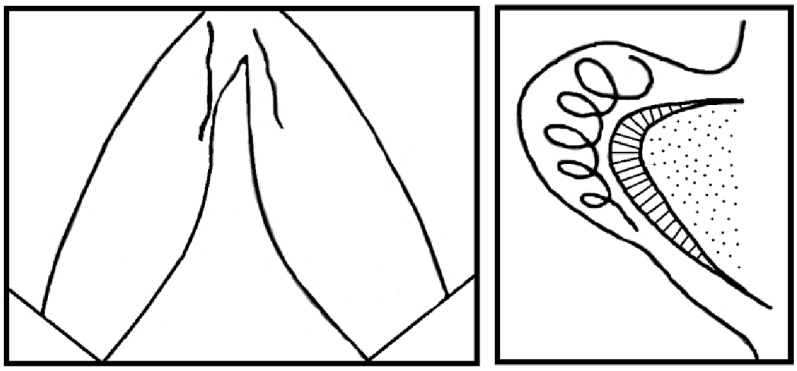
Hlasové uzlíky – projevují se zvětšenou tloušťkou hlasivkové sliznice bez změny barvy. Většinou se nacházejí na obou hlasivkách. V místě výskytu těchto uzlíků nedochází ke kmitání mediálního okraje hlasivek a uzavírání mezihlasivkové mezery.

Polypy – vznikají důsledkem krvácení hlasových uzlíků při velké námaze. Polypy mohou být různě velké a často se nacházejí pouze na jedné z hlasivek (viz Obr. 6.1). Často se objevují v místech hlasových uzlíků a vyznačují se odlišnou barvou od struktury hlasivek. Polypy se podle struktury dělí na krvácivé a slizniční. Projevují se podobně jako hlasové uzlíky.



Obr. 6.1 Polypy na povrchu hlasivek [19]

Reinkeho edém – příčinami této poruchy jsou kouření, přetěžování hlasu, alergie a hormonální změny. Jedná se o rozsáhlý otok povrchové vrstvy laminy proprii (tzv. Reinkeho prostor, Obr. 6.2). Projevuje se hrubým chrapotem a hrubým hlasem.



Obr. 6.2 Reinkeho edém těsně pod povrchem hlasivek [19]

Sulcus vocalis – sulcus, neboli rýha, se projevuje vychlípením epitelu a vznikem různě hlubokých váčků přiléhajících k hlasovému vazu.

6.4 Chronický zánět hrtanu a zhoubný nádor

Chronický laryngitida – vzniká v důsledku dlouhodobých zánětů dýchacích cest způsobených dlouhotrvajícím působením dráždivých látek, jako jsou cigaretový kouř, prach nebo výpary z rozpouštědel. Projevuje se změnou tloušťky slizniční a podslizničních vrstev. Tato změna se projeví změnou tuhosti hlasivek, což ovlivní jejich kmitání a tvorbu slizniční vlny. Hlavním příznakem této poruchy je chrapot.

Karcinom hrtanu – karcinom neboli zhoubný nádor se může vyskytovat v oblasti hlasivek (gloticky), pod hlasivkami (subgloticky) nebo nad hlasivkami (supragloticky). Nejlépe a nejrychleji lze diagnostikovat karcinom v oblasti hlasivek, v tomto případě je možné včasné zahájení účinné terapie. V ostatních případech se karcinom nemusí dlouhodobě projevovat a roste riziko vzniku metastází (dceřiných ložisek nádoru) a jejich prorůstání do lymfatických uzlin. V krajních případech dochází až k chirurgickému odstranění hrtanu a ztrátě schopnosti mluvit. Rizika vzniku karcinomu hrtanu rostou s věkem, kouřením a konzumací alkoholu.

6.5 Paréza zvratného nervu

Zvratný nerv inervuje téměř veškeré svalstvo hrtanu. Paréza, neboli obrna, může být částečná nebo úplná projevující se na jedné nebo obou hlasivkách. Jednostranná paréza se projevuje slabým chraplavým hlasem, při oboustranné paréze už člověk prakticky není schopen mluvit vůbec. Nejčastějšími příčinami vzniku této poruchy jsou poškození nervu při operaci štítné žlázy, vlivem nádoru nebo v důsledku neurologických a infekčních onemocnění.

6.6 Vzácné a neobvyklé léze

Papilamatóza – jedná se o nezhoubné nádorové bujení virového původu, které se v dnešní době vyskytuje čím dál častěji v souvislosti s výskytem sexuálně přenosné infekce lidskými papilomaviry (HPV). Toto onemocnění způsobuje různé poruchy hlasu od chrapotu po úplnou afonii. Projevuje se prorůstáním papilomových výrůstků v oblasti hrtanu a hlasivek.

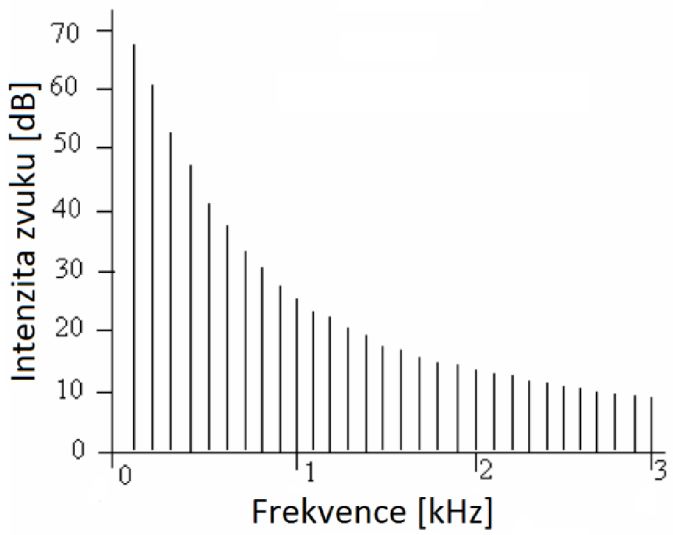
6.7 Zjizvení hlasivek

Hlasivkové jizvy jsou obvykle způsobené chybným výkonem lékaře, nebo po předchozích zahojených hlasivkových lézích. V závislosti na velikosti jizev je určena oblast ovlivnění hlasivek. Tyto jizvy mají vliv na tuhost hlasivek, která se projevuje sníženou amplitudou kmitání, případně absencí kmitání při vyšších tónech. Vibrace jsou asymetrické a slizniční vlna je nepatrná nebo se nevytváří vůbec.

7 Základní pojmy související s tvorbou lidského hlasu

7.1 Zdrojový hlas

Zdrojový hlas je zvuk, který se generuje v oblasti těsně nad hlasivkami. Skládá se ze základního tónu o frekvenci F_0, která představuje základní frekvenci zdrojového hlasu a určitého počtu vyšších harmonických složek, které snižují svou zvukovou intenzitu přibližně o 6 dB na oktávu. Ideální spektrum zdrojového hlasu pro základní frekvenci 100 Hz je zobrazeno na Obr. 7.1. Výsledný hlas je pak hodnocen podle mnoha charakteristik, jakými jsou například výška, hlasitost, kvalita, barva a znělost, případně neznělost. Základní frekvence zdrojového hlasu se mezi jednotlivými lidmi liší, což je dáno především rozměry vokálního traktu. S většími rozměry základní frekvence klesá. Z toho důvodu se základní frekvence u mužů pohybuje v rozmezí 80-200 Hz, u žen 150-350 Hz a 200-500 Hz u dětí.



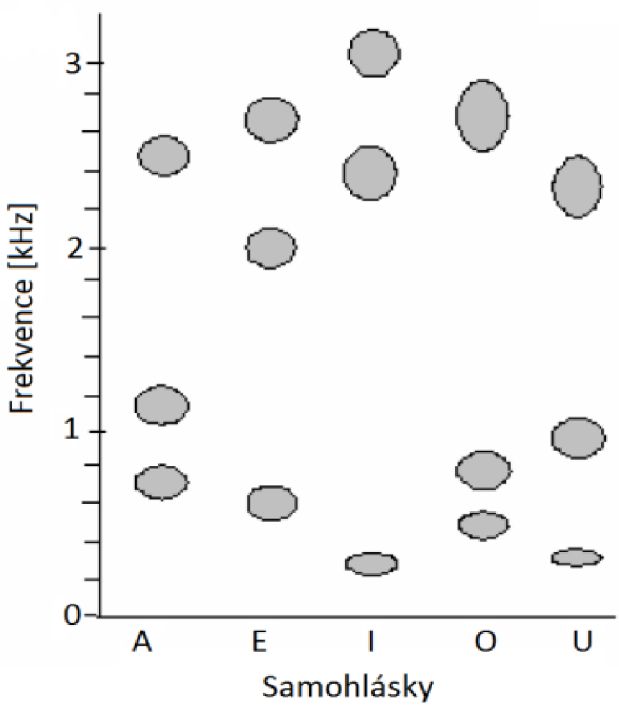
Obr. 7.1 Spektrum zdrojového hlasu [57]

7.2 Vokální trakt

Vokální trakt se skládá ze vzduchových kavit nad hlasivkami, zejména pak hltanovou a ústní dutinou. Bývá popsán sérií příčných průřezů od hlasivek po ústa. Nejdůležitějšími faktory ovlivňujícími tvar vokálního traktu je poloha jazyka v ústní a hltanové dutině a velikost otevření úst. Tvar vokálního traktu je určující pro srozumitelnost daných samohlásek.

7.3 Formanty

Formanty jsou vlastní frekvence akustických módů vzduchového prostoru vokálního traktu. Sled rezonančních frekvencí akustických kavit vokálního traktu odpovídá podélným, příčným i vzájemné kombinovaným akustickým módům. Formanty jsou dány tvarem rezonančních dutin velikosti otvoru mezi rty a stavem otevření hlasivek. Z hlediska akustické definice samohlásek jsou nejvýznamnější pouze první tři formanty. Srovnání rozložení formantů českých samohlásek je uvedeno na Obr. 7.2.



Obr. 7.2 Rozložení formantů českých samohlásek [57]

7.4 Samohlásky a souhlásky

Samohlásky a souhlásky se zásadně liší způsobem jejich generování. Základní rozdíly jsou popsány v této kapitole.

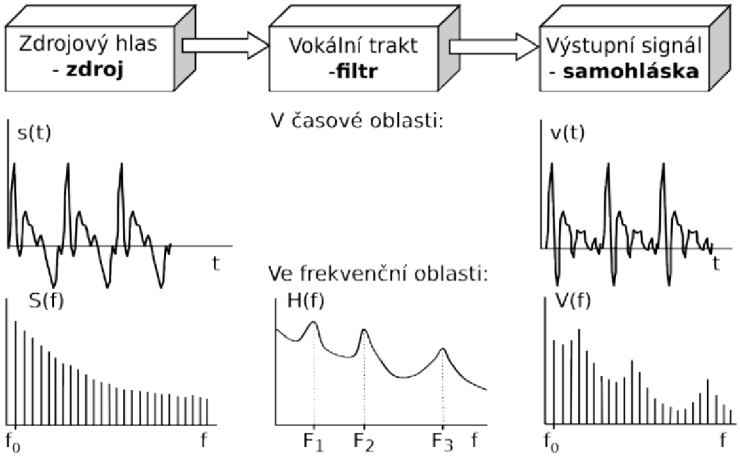
Samohlásky jsou zvuky, které vznikají hlavně rezonančními jevy akustických kavit vokálního traktu (vzduchový prostor od hlasivek směrem k ústům). Pro jejich vygenerování však není přímo nutná přítomnost proudícího vzduchu, který by procházel přes vokální trakt. Můžeme je tudíž vybudit například akustickými vlnami z vnějšího zdroje. Pokud jsou samohlásky generovány vibrujícími hlasivkami, pak se jedná o samohlásky znělé. Pokud se při generování hlasivky nepohybují, jsou tyto samohlásky označovány jako neznělé. Samohlásky jsou plně definovány pomocí prvních tří vlastních frekvencí vokálního traktu (formantů). Každému tvaru vokálního traktu, který se pomocí pohyblivých částí přednastaví na požadovanou samohlásku, odpovídá jiný soubor těchto formantů. Největší roli pro nastavení samohlásky hraje vertikální a horizontální poloha jazyka a poloha rtů. V češtině existuje 5 základních samohlásek a tento nízký počet (na rozdíl např. od angličtiny) způsobuje snadnější identifikaci vyslovené samohlásky.

Souhlásky mohou být rovněž znělé nebo neznělé. U znělých souhlásek je na rozdíl od samohlásek k jejich vzniku potřeba proudící vzduch, který prochází přes různá zúžení podél vokálního traktu. Z tohoto důvodu musí být při jejich tvorbě otevřena ústa, nebo se při jejich vyslovování otevírají. Zúžení nebo blokování vokálního traktu může být u souhlásek umístěno na kterémkoliv místě (měkké patro, jazyk, zuby, rty, atd.). U samohlásek je využíván celý vokální trakt, u souhlásek se uplatňuje pouze proměnlivá část vokálního traktu. Charakteristickými zvuky souhlásek jsou neperiodické šumy a periodické zvuky.

8 Teorie popisující tvorbu lidského hlasu

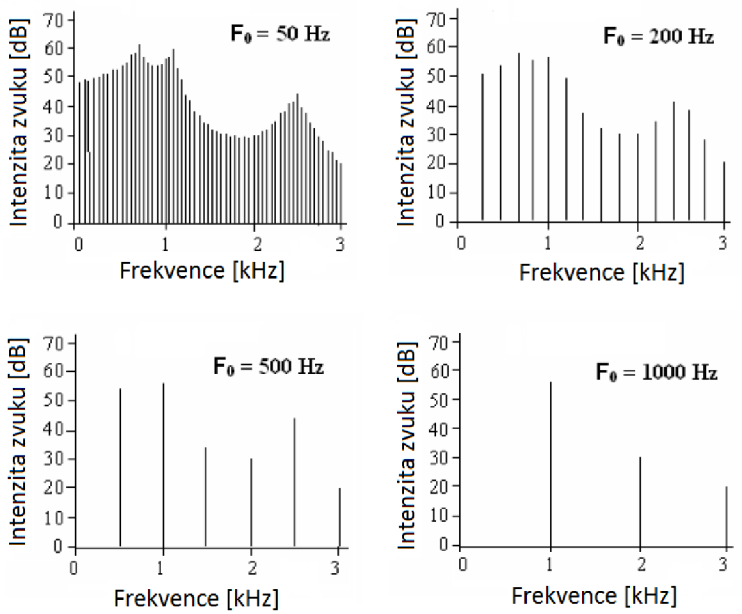
8.1 Teorie zdroj-filtr

Vokální trakt je akustický filtr zesilující frekvenční složky zdrojového hlasu hlasivek, které jsou blízké nebo rovny rezonančním frekvencím vokálního traktu. Budícím efektem vokálního traktu jsou hlasivky, především pak změny tlaku vzduchu, které hlasivky generují. Tento princip se nazývá teorií zdroj-filtr pro generování samohlásek. Tuto teorii, která vysvětluje vznik spekter samohlásek, poprvé popsal Fant [25]. Spektra samohlásek vznikají ze spektra zdrojového hlasu generovaného hlasivkami filtrovaného přenosovou funkcí vokálního traktu, viz Obr. 8.1.



Obr. 8.1 Model teorie zdroj-filtr [108]

Zvyšováním základní frekvence F_0 se současně zvyšují i odstupy harmonických složek. Obecně se tyto harmonické složky mohou vzdalovat od rezonančních frekvencí vokálního traktu (formantů dané samohlásky). Generovaná souhláska poté nemusí být dostatečně akusticky definována, viz Obr. 8.2. To způsobí, že při vysokých základních frekvencí zní samohlásky podobně, což se projeví zejména u vysokých hlasů (soprán, tenor).



Obr. 8.2 Spektra samohlásky A pro různé hodnoty základní frekvence zdrojového hlasu [57]

8.2 Myo-elasto aerodynamická teorie

Myo-elasto aerodynamické teorie [98], [99], [106] popisuje generování zdrojového hlasu při průchodu vzduchu skrze hlasivky. Základním řídícím parametrem je objemová rychlost vzduchových pulzů, které vznikají přerušováním proudu vzduchu u průdušnice vibrujícími hlasivkami.

Při tvorbě zdrojového hlasu se podílejí hlavně parametry proudícího vzduchu, kterými jsou tlak, hustota a rychlost proudu vzduchu. Pohyb hlasivek, zejména jejich uzavírání, je do jisté míry zajištěn Bernoulliho efektem, což je podtlak proudícího vzduchu při průchodu mezihlasivkové mezery. Aeroelastická interakce mezi proudícím vzduchem a elastickou strukturální tkání, vybudí oscilaci hlasivek. Tím vzniká tón o základní frekvenci F_0. Tato frekvence je ovlivněna intenzitou proudícího vzduchu přes hlasivky.

Člověk při mluvení může vědomě ovlivňovat funkci hlasivek (frekvenci, intenzitu, atd.) například tak, že čím více nahlas chce mluvit, tím více vzduchu vydechuje. U zjednodušených verzí funkce hlasivek jsou hlavními proměnnými parametry tlak, rychlost a hmotnost. Pokud sledujeme proměnné (objemovou rychlost, její derivaci a supraglotický tlak), pak lze předpokládat, že tlak může být korektním budícím účinkem. Tím je **intraglotický** tlak mezi hlasivkami, který vzniká expanzí **subglotického** tlaku pod hlasivkami p_{SG} na **supraglotický** tlak p_{SPG} nad hlasivkami.

Práce založené na této teorii často používají pro popis objemové rychlosti generované hlasivkami normalizovaný tvar budících účinků (Liljencrants-Fantův model a jiné), které se získávají aproximací dat z naměřených hodnot na skutečných hlasivkách, aby se vyhnuli modelování hlasivek ve výpočtových modelech. Normalizované hodnoty budících účinků však nemusí dostatečně postihnout zvyšování subglotického tlaku při fonaci. Při jeho nízké hodnotě totiž nemusí vůbec k fonaci dojít. V této teorii není řešena změna střední hodnoty subglotického tlaku, který je podle teorie uvedené v následující kapitole hlavní příčinou změny intenzity zdrojového hlasu.

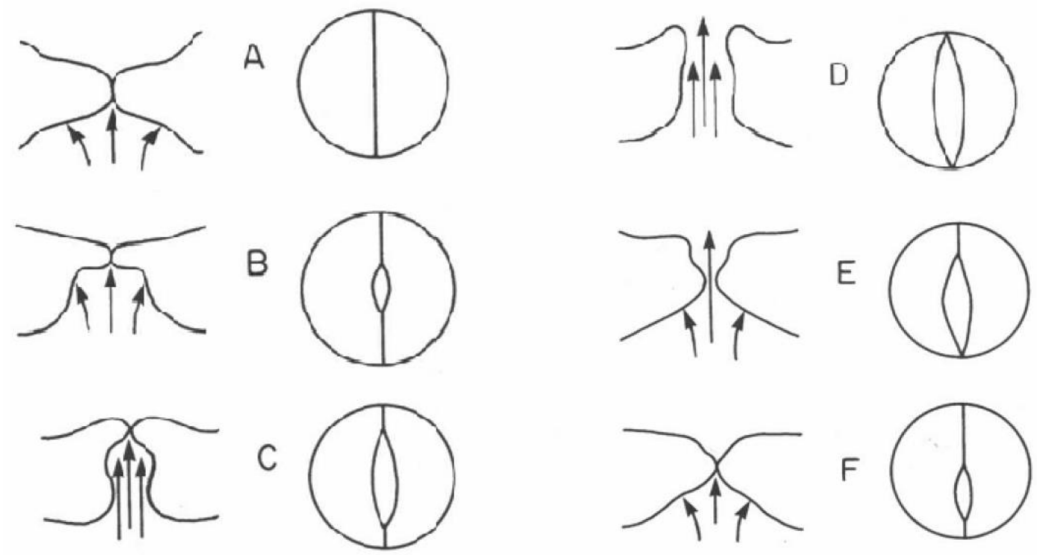
8.3 Teorie fonace: pulzy stlačeného vzduchu

Na základě nejasností a nedostatků v dosud definovaných principech tvorby zdrojového hlasu a jejich tvrzením, že hlavním zdrojem buzení hlasivek je vždy proudící vzduch skrz hlasivky, byl doc. Mišunem definován na ÚMTMB FSI VUT Brno nový princip funkce hlasivek [61], [62] a [63].

V této teorii vznikají tlakové pulzy přerušováním vyššího subglotického tlaku v průdušnici vibrujícími hlasivkami a změna subglotického tlaku během periody vibrací je dána změnou mezihlasivkové mezery. Tím dochází k vzájemné vazbě mezi změnou subglotického tlaku a změnou velikosti mezery mezi hlasivkami. Proto je možné definici rozšířit na „Princip pulzů tlakového vzduchu generovaných na základě charakteristiky subglotického tlaku“. Tyto tlakové pulzy vzduchu jsou vypouštěny skrz vibrující hlasivky do vokálního traktu, kde expandují a generují akustické vlny tvořící zdrojový hlas.

Hlavními silami, které působí při fonaci na hlasivky, jsou subglotický tlak pod hlasivkami a v celé průdušnici. Tento přetlak působí na velkou vnitřní plochu spodní části hlasivek, takže je k jejich rozevření potřeba značné síly. Dále zde působí pružné síly hlasivkových svalů, které působí proti rozevírání hlasivek a setrvačné a tlumící síly hlasivek.

Průběh vytváření tlakových pulzů, které jsou převedeny ze subglotického do supraglotického prostoru, je zobrazen na Obr. 8.3.



Obr. 8.3 Fáze kmitání hlasivek [62]

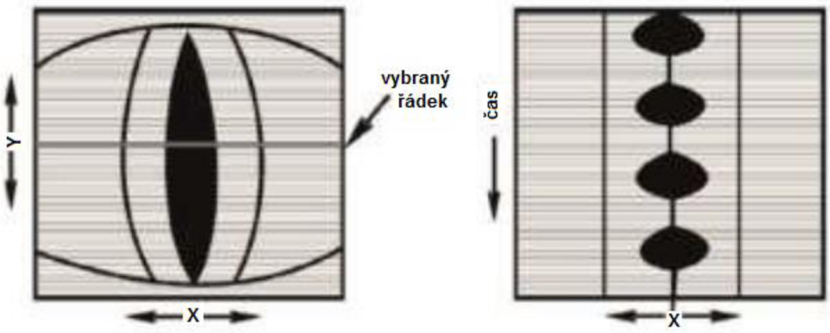
Frekvence hlasivek je definována hlavně pomocí hmotně-pružných vlastností struktury a jejich vrstev, rychlost proudění vzduchu frekvenci ovlivňuje daleko méně. Základním předpokladem fonace je samobuzené kmitání hlasivkové struktury. Frekvence hlasivek je proto blízká nebo dokonce stejná jako frekvence některé ze struktur hlasivek. Většina módů však není schopna tímto principem zajistit fonaci. Tuto funkci má až některý z vyšších tvarů kmitu nebo jejich kombinace (nejčastěji udáváno kombinací tvarů 1 + 2, respektive 1 + 3).

Autor této teorie uvádí, že hnacím jevem hlasivek v subglotickém prostoru je tlakový vzduch, který je zde vždy větší než v supraglotickém prostoru. Změna subglotického tlaku během periody fonace je zde velmi důležitá. Plíce se tento tlak snaží udržovat konstantní, ale v důsledku vibrací hlasivek a změny mezihlasivkové mezery dochází k unikání vzduchu do supraglotického prostoru. Tím se hodnota subglotického tlaku mění v závislosti na velikosti mezihlasivkové mezery. Tato závislost se nazývá charakteristikou subglotického tlaku a je zásadní při fonaci. Tento princip je tedy zásadně odlišný od principů uváděných ve světové literatuře.

Experimentální výsledky na umělých hlasivkách [61] ukazují, že pohyb vzduchu přes hlasivky je možno definovat i pomocí procházejících tlakových pulzů stlačeného vzduchu ze subglotického prostoru do supraglotického. Přítomnost tlakových pulzů je zde nutnou podmínkou pro generování dostatečného počtu harmonických složek pro vybuzení formantů jednotlivých samohlásek. Umělé hlasivky při fonaci vykonávají jeden ze strukturních módů, jehož vlastní frekvence definuje základní frekvenci zdrojového hlasu. Tento speciální tvar módu hlasivek umožňuje modifikování téměř sinusového průběhu subglotického tlaku na speciální periodický průběh supraglotického tlaku, který kromě základní frekvenční složky zdrojového hlasu obsahuje i dostatečný počet vyšších harmonických složek. Počet těchto harmonických složek je dostatečný, pokud to stačí k vygenerování alespoň tří nejnižších formantů samohlásek. Celkový subglotický tlak se skládá z konstantní a střídavé složky v důsledku otevírání a zavírání hlasivek.

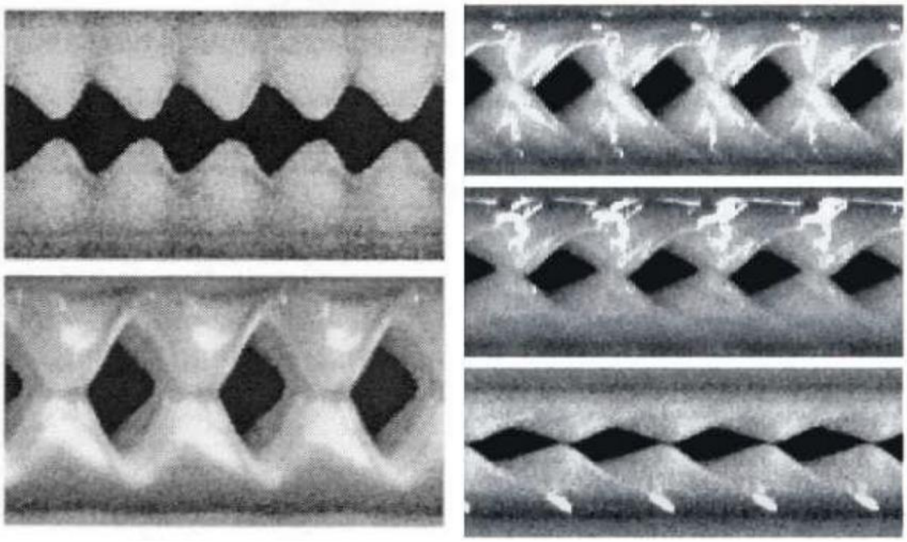
9 Videokymografie a vytváření kymogramu

Videokymografie je metoda hojně používaná pro sledování pohybu lidských hlasivek. Tato metoda využívá speciální kamery, které jsou schopné pracovat ve dvou režimech – normálním a vysokofrekvenčním. V normálním režimu kamera snímá s frekvencí 25 snímků/s a lze ji použít pro laryngostroboskopii. Vysokofrekvenční režim využívá skutečnosti, že je každý snímek složen z 625 řádků. Protože tento režim zaznamenává údaje pouze z jednoho řádku Obr. 9.1, je teoreticky dosažitelná frekvence až 15625 snímků/s, což umožňuje zaznamenávat kmitání hlasivek.



Obr. 9.1 Princip tvorby videokymogramu [88]

Hodnota prakticky dosažitelné frekvence se pohybuje kolem 8000 snímků/s. Výsledný videokymografický záznam je vynášen ve dvou osách – v ose x je zachycený příslušný řádek, osa y představuje čas. Metoda dokáže zachytit i nepravidelné děje a pohyb slizniční vlny, ale je omezena pouze na záznam z jednoho řádku. Videokymogramy ze záznamu pohybu skutečných hlasivek jsou zobrazeny na Obr. 9.2., na těchto záznamech je čas vynášen na vodorovné ose.



Obr. 9.2 Příklad videokymogramů skutečných lidských hlasivek pro různé módy vibrací [89]

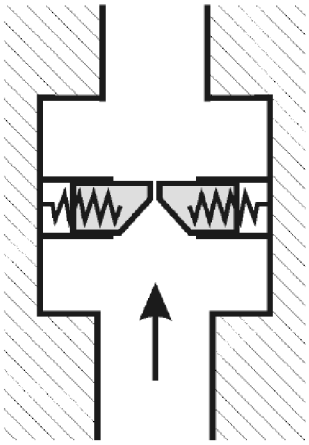
Kymogram je produktem kymografu, tedy přístroje zaznamenávajícího pohybovou činnost orgánů. Videokymogram, který je pak produktem videokymografie, vzniká z odrazu světelného paprsku od povrchu hlasivek, kdy je následně podle úhlu odrazu přiřazen stupeň šedé barvy. Tento princip je zobrazen na Obr. 12.40. Vytvoření kymogramů z výsledků výpočtového modelování popisuje kapitola 12.10.2.

10 Přehled výpočtových a experimentálních modelů hlasivek

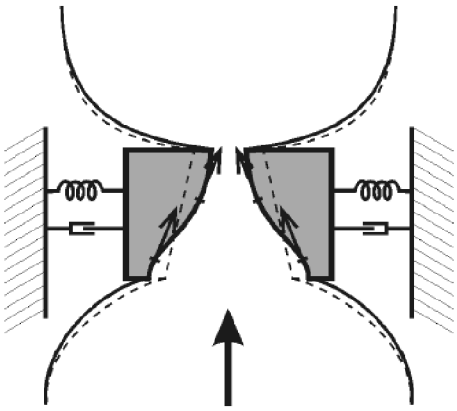
10.1 Výpočtové modely hlasivek

K vytvoření kvalitního výpočtového modelu funkce lidských hlasivek je potřeba nastudovat všechny dosavadní přístupy. Proto byla provedena rešeršní studie domácí a světové odborné literatury, týkající se výpočtových a experimentálních analýz modelů hlasivek.

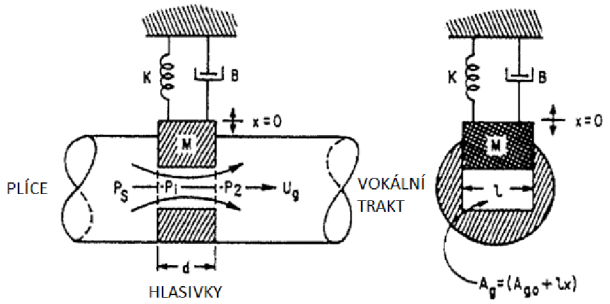
Za historicky první model hlasivek se všeobecně považuje Ewaldova píšťala (Obr. 10.1) [24] z roku 1898. Ta srovnává funkci hlasivek s protiraznými jazýčky a je založena na analogii tuhosti pružin s napětím hlasivek. Ewald takto zkonstruoval několik funkčních hlasivkových modelů. Tyto modely však nedokázal matematicko-fyzikálně popsat. To se poprvé podařilo až v roce 1968. K prvním matematicko-fyzikálním analytickým popisům pohybu hlasivek byly vytvořeny modely se soustředěnou hmotou. Ty se postupně podle počtu hmotných členů, které modely obsahovaly, vyvíjely od jednohmotových (Flanagan & Landgraf, Obr. 10.3) [26] přes dvouhmotové (Ishizaka & Flanagan, Obr. 10.4) [46] až po n-hmotové (Story & Titze) [78]. Jednohmotový model vycházel z modelu Ewaldovy píšťaly za předpokladu symetrického pohybu obou jazýčků píšťaly. Srovnání jeho chování s chováním hlasivek nebylo uspokojivé, a to vedlo k vývoji dvouhmotových modelů. Dvouhmotové modely jsou od svého vzniku nejpoužívanější. Jsou definovány pomocí sedmi viskózně-elastických parametrů (dvěma hmotnostními, poddajnostními a tlumícími členy a jednou vazebnou tuhostí). Mají dva stupně volnosti a vykazují nelineární chování. V pozdější době byl tento model používán i pro studium bifurkace, subharmonické fonace nebo neperiodických kmitů hlasivek. Z tohoto modelu byl při pozorování slizničních vln na povrchu hlasivek vytvořen „model slizniční vlny“, který popisuje Titze ve své práci (Obr. 10.2) [100]. Zde se počet viskózně-elastických parametrů redukuje na čtyři (po jednom hmotnostním, tuhostním a tlumícím členu a rychlost slizniční vlny). Bylo prokázáno, že dvouhmotový model a model slizniční vlny vykazují podobné vlastnosti.



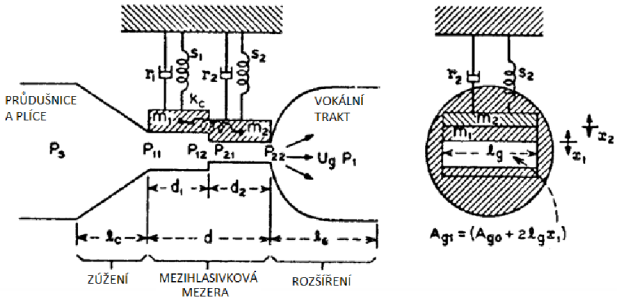
Obr. 10.1 Ewaldova píšťala [24], [88]



Obr. 10.2 Model slizniční vlny [88], [100]



Obr. 10.3 Jednohmotový model hlasivek [26]



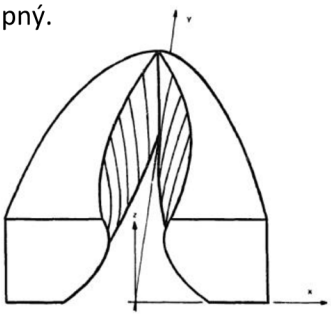
Obr. 10.4 Dvouhmotový model hlasivek [46]

V posledních letech bylo ve světové literatuře popsáno mnoho modelů popisujících funkci hlasivek. Tyto modely jsou založeny na některé z dosud vytvořených teorií popisujících lidský hlas, zejména pak teorii zdroj-filtr [25] a myo-elasto aerodynamické teorii fonace popsané v [98], [99] a [106]. Na výpočtových modelech různých úrovní bylo za pomoci kombinace metody konečných prvků použité pro strukturní tkáně, s jinými metodami pro výpočet proudění, provedeno mnoho analýz chování hlasivek v průběhu fonace, proudění vzduchu v oblasti hrtanu a dalších.

Na různých univerzitách u nás i ve světě bylo v posledních letech na problematiku modelování funkce lidských hlasivek obhájeno několik dizertačních prací jako například [9], [13], [39], [71], [88] nebo [108].

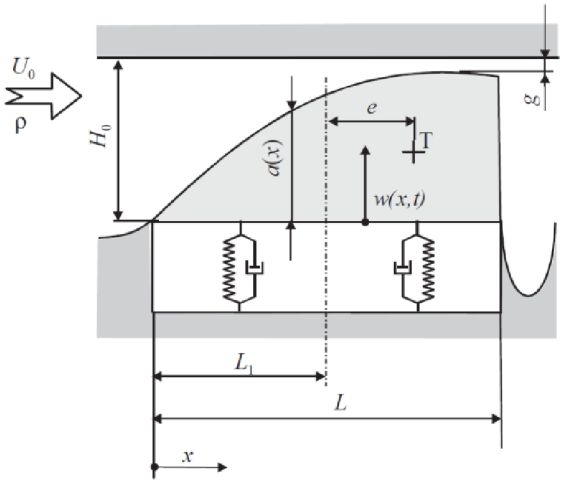
Berry a kol. ve své práci [16] představují jeden ze základních modelů popisujících biomechanické chování hlasivek. Skládá se z devíti řezů hlasivkami po délce a ze tří hlasivkových vrstev (těla, obalu a hlasivkového vazu). Model je rovněž schopen zobrazit trajektorie pohybů jednotlivých bodů hlasivek.

Titze ve své práci [97] představil model trojdimenzionální kontaktní oblasti mezihlasivkové mezery a hlasivek. Tento model (geometrie na Obr. 10.5) je popsán čtyřmi kinematickými parametry, které řídí pozici a pohyb tkáně a vzduchu. Tyto bezrozměrné parametry jsou použity pro kontrolu statických a dynamických tvarů mezihlasivkové mezery v průběhu času během fonace. Parametry kvantifikují odtažení horní strany hlasivek, sbližování a vyboulení středního povrchu hlasivky v mezihlasivkovém prostoru a svislý fázový rozdíl mezi horní a dolní stranou. Model umožňuje simulovat mezihlasivkový proud a kontakt mezi hlasivkami současně se stejnými parametry. V konkrétních detailních popisech kontaktní plochy jsou také zahrnuty tvary vlny. Kromě toho výpočty proudění mohou být prováděny v interakci s vokálním traktem. Pohyb hlasivek však není v interakci s vokálním traktem, pro tento vyšší stupeň interakce by byl potřeba biomechanický model fonace, který v té době nebyl dostupný.



Obr. 10.5 Geometrie modelu hlasivek [97]

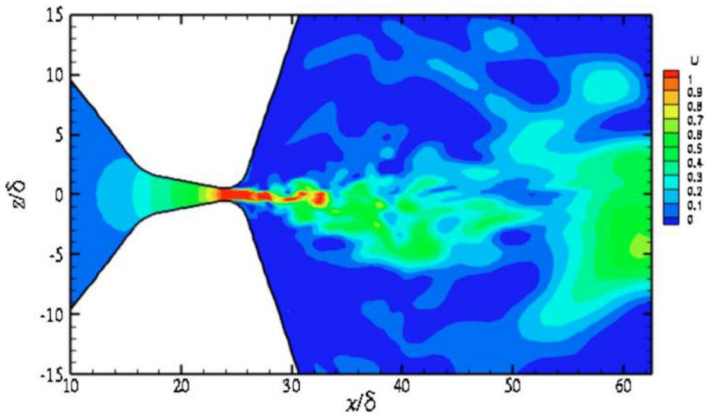
Na ústavu termomechaniky AV ČR byl autorským týmem Horáček a kol. vytvořen aeroelastický model kmitání hlasivek [36] (Obr. 10.6), kde má modelová hmota tvar, který kopíruje vnější tvar lidských hlasivek. Zde je realizována interakce tlaku vzduchu s nedeformovatelnou hmotou, pomocí deformací pružin a tlumičů, kterými je hmota uchycena. To představuje určitá zjednodušení oproti skutečnosti. Model rovněž neobsahuje více struktur hlasivek, čímž je zamezeno zachycení některých jevů vyskytujících se u skutečných hlasivek, jako například modelování slizniční vlny.



Obr. 10.6 Aeroelastický model kmitání hlasivek [36]

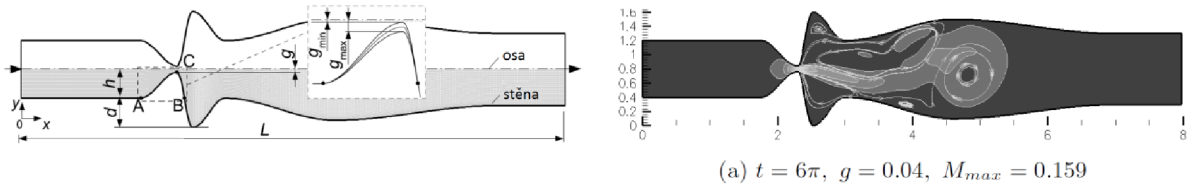
Mnoho autorů na svých modelech hlasivek řeší problémy proudění popsaného pomocí Navier-Stokesových rovnic. Proudění je většinou simulováno pro případy, kdy je hlasivková mezera pevně nastavena nebo je předepsán pohyb hlasivek. Rovněž také bývá často popsáno proudění vzduchu na vstupu modelu pod hlasivkami, například harmonický průběh tlaku pod hlasivkami.

Např. u modelu proudění tekutiny přes tuhý model hlasivek, který publikoval Suh a kol. [79], je mezihlasivková mezera idealizována do v čase konstantního modelu rovinného kanálu. Numerickou simulací se zde řeší turbulentní proudění přes konvergentní (sbíhající se) a divergentní (rozbíhající se) postavení hlasivek. Hlasivky svírají úhel 20 stupňů s minimální vzdáleností mezi sebou 0,04 mm. Hodnota tlaku přes hlasivkovou mezeru je 15 cm vodního sloupce. Z výsledků výpočtů (např. Obr. 10.7) je patrné, že u konvergentního postavení hlasivek je větší výskyt turbulentních jevů, než je tomu u postavení divergentního.



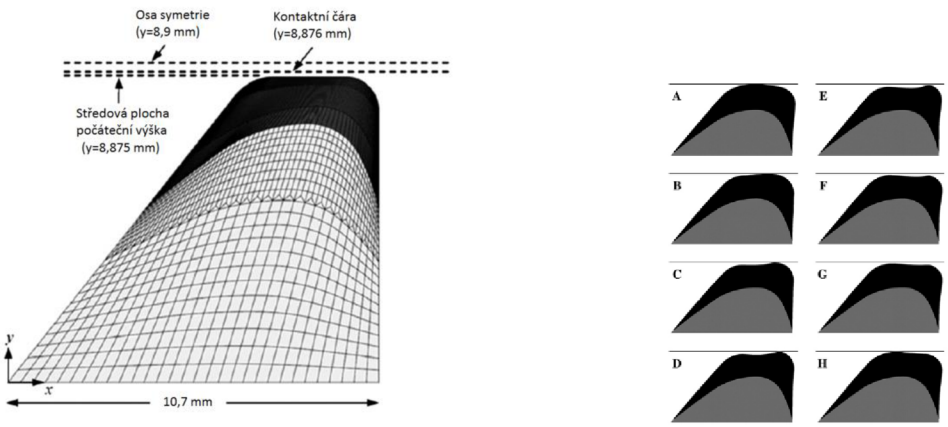
Obr. 10.7 Okamžitý průběh rychlosti proudění pro konvergentní mezihlasivkovou mezeru [79]

Proudění s předepsaným pohybem hlasivek řeší ve své práci např. Horáček a kol. [38]. Model (Obr. 10.8 vlevo) simuluje rovinné neustálené stlačitelné viskózní pole vzduchu v symetrickém kanálu. Nestacionární tok je dosažen předepsáním pohybu části stěny kanálu s velkou amplitudou, který představuje pohyb hlasivek. Ve výpočtu jsou zohledněny velké deformace sítě vzduchu při proudění. Cílem modelu je zkoumání citlivosti pole vzduchu v supraglotickém prostoru na předepsání symetrických okrajových podmínek a studium polohy bodu odtržení (Obr. 10.8 vpravo). Model je řešen pomocí Navier-Stokesových rovnic, které popisují neustálené laminární proudění stlačitelné viskózní tekutiny.



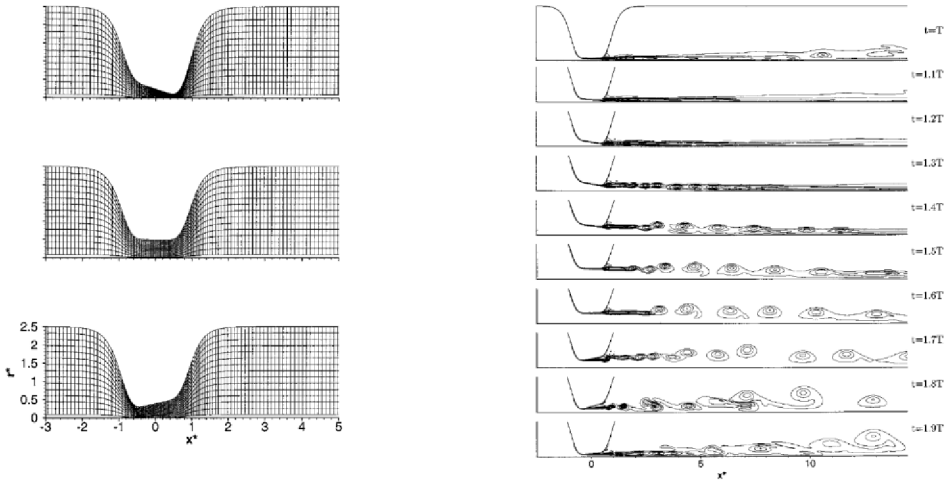
Obr. 10.8 Model proudění [38]: geometrie a parametry modelu (vlevo) a výsledky nestacionárního výpočtu proudění (vpravo)

Tento výpočet je srovnáván s článkem týmu Decker a kol. [21], který na modelu (Obr. 10.9 vlevo) numericky počítá bod odtržení a rozložení proudu vzduchu v geometricky různých kanálech s frekvencí kmitání 447 Hz. Na Obr. 10.9 vpravo je zobrazen pohyb hlasivek v různých fázích pohybu hlasivek.



Obr. 10.9 Výpočtový model hlasivky [21]: geometrie (vlevo) a jednotlivé fáze pohybu hlasivek od fáze otevření A, po fázi uzavření H (vpravo)

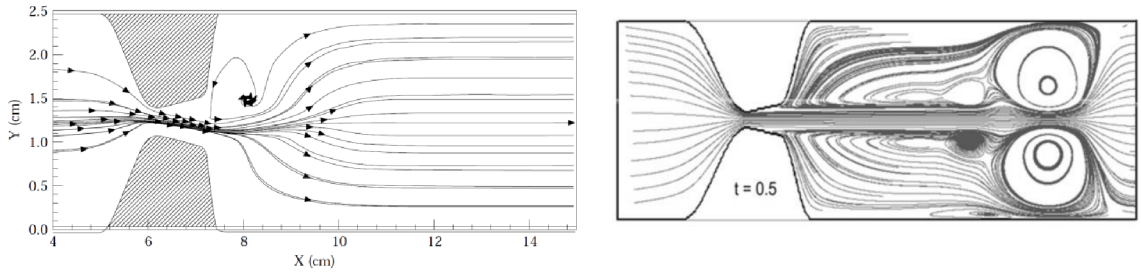
Numerický model aerodynamické generace zvuku během fonace v podobě tuhého kanálu s modifikovatelným vstupním otvorem (geometrie v okolí hlasivky Obr. 10.10 vlevo) řešil ve své práci Zhao a kol. [112], znovu neuvažuje vzájemnou interakci fluid-struktura. Model vokálního traktu je vysoce idealizovaný. Na Obr. 10.10 vpravo jsou vidět průběhy proudu vzduchu modelem v různých časových fázích.



Obr. 10.10 Model aerodynamické generace zvuku [112]: detail v okolí hlasivky (vlevo), vírové rozložení za hlasivkou během jednoho cyklu pohybu hlasivky (vpravo)

Na tuto práci navazuje práce stejného kolektivu Zhang a kol. [111]. Zde se jedná o model s předepsaným pohybem hlasivek, bez uvažování interakce tekutina-struktura. Řeší se zde vlivy proudových parametrů a vliv ventrikulárních řas na výsledné proudění. Pohyb hlasivek je předepsaný tak, aby mezi stěnou trubice a hlasivkou vznikala minimální mezihlasivková mezera, která co nejvíce odpovídá této mezeře během fonace. Řešení je prováděno pomocí dvourozměrného axisymetrického tvaru Navier-Stokesových rovnic ve válcových souřadnicích. K řešení těchto rovnic byla použita metoda konečných diferencí. Model obsahuje řešení akustiky pomocí přímého řešení N-S rovnic i využitím Lighthillovy akustické analogie (nahrazení výsledků proudění pomocí monopólů, dipólů atd.) a následné řešení vlnových rovnic pro akustiku. Obě metody dávají srovnatelné výsledky. Podobnou problematikou se zabývá také studie týmu Bae a kol. [11].

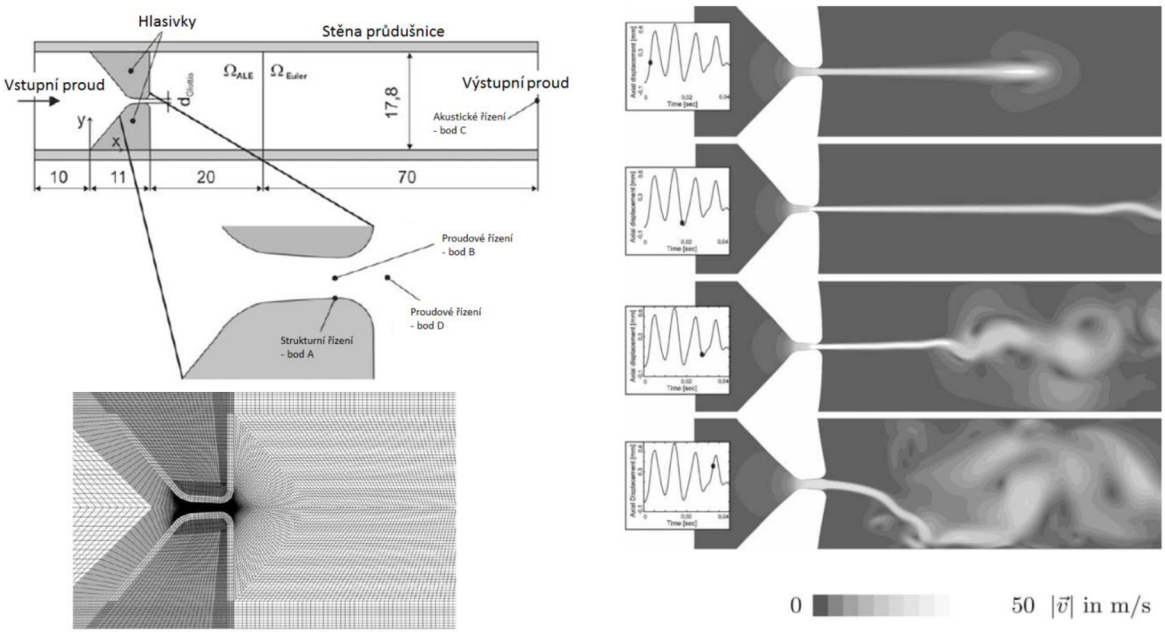
Numerickou simulací nestacionárního proudění v modelu kmitající mezihlasivkové mezery řeší také Alipour a kol. [4]. Sledují se zde časové průběhy tlakových a rychlostních vln a chování proudu. Nestacionární Navier-Stokesovy rovnice byly řešeny metodou konečných objemů na nestejnoměrné odstupňované mřížce. Numerické výpočty byly srovnány s publikovanými experimentálními daty. V této studii mezihlasivkové aerodynamiky se hlasivky nezávisle a sinusově pohybovaly z konvergentního do divergentního postavení a naopak a vstupní proud byl také sinusově měněn od nuly do maxima a zpět. Výsledky byly získány pro Reynoldsovo číslo Re = 2000 a pro oscilační frekvenci F_0 = 100 Hz. Výsledky naznačují existenci periodického chování tlakových a rychlostních polí v hrtanovém prostoru. Proud oddělený uvnitř mezihlasivkové mezery vytváří mezihlasivkové asymetrické proudění během hlasivkového cyklu s formováním vírů po směru proudění. Sledované zpoždění maximální rychlosti kvůli pohybu hlasivkových stěn by mohlo přispět k známému zešikmení objemové rychlosti během fonace. Numerickou simulací nestacionárního proudění na modelu mezihlasivkové mezery s pohyblivými hranicemi se zabývá také Sciamarella a kol. [75]. Na Obr. 10.11 je zobrazeno typické rozložení proudového pole po směru a z části i proti proudu při divergentním postavení hlasivek. Přestože je geometrie modelu symetrická, je patrná asymetrie proudění.



Obr. 10.11 Nestacionární modely proudění: Alipour [4] (vlevo), Sciamarella [75] (vpravo)

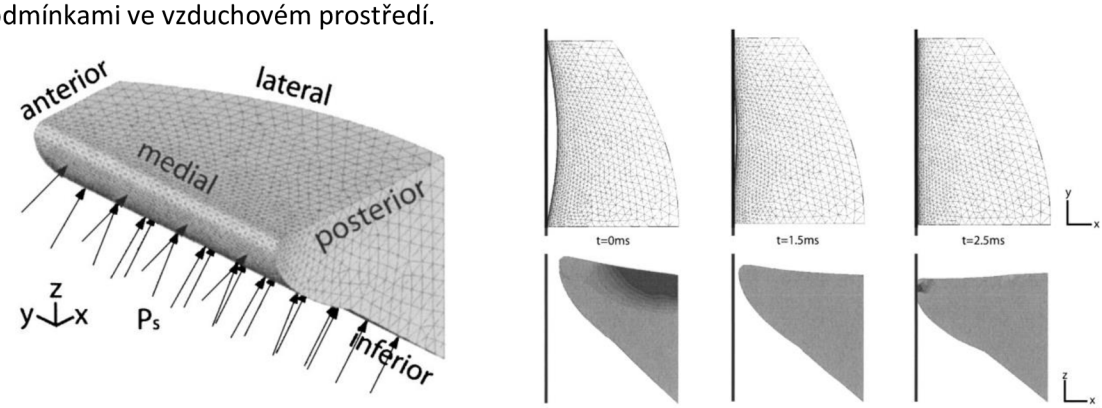
Samobuzený třívrstvý konečnoprvkový model hlasivek týmu Alipour a kol. [3] byl vyvinut za použití základních zákonů mechaniky kontinua pro získání vibračních charakteristik lidských hlasivek. Model zahrnuje nehomogenní a anizotropní materiálové vlastnosti, nepravidelnou hraniční geometrii a asymetrii podél středové roviny pro možnost modelovat některé typy hlasových poruch, například ochrnutí hlasivky. Pomocí bodů vytvořených na modelu byly rovněž získány trajektorie pohybu hlasivek. Tyto výpočty překonávající bariéry nízkého morfologického rozlišení a omezené geometrie jsou prováděny ve výpočtovém softwaru Abaqus. Na podobném modelu tento kolektiv v další studii [5] zkoumal také vliv efektu boulení hlasivek během fonace, který má podle výsledků vliv na proudový odpor a objemovou rychlost. Stejný autor se zabýval také výpočtovým modelováním vyboulení hlasivek [6].

Link a kol. ve své práci [52] uvádějí nový přístup k modelování problému interakce tekutina-struktura-akustika. Pro řešení použili model zobrazený na Obr. 10.12 vlevo nahoře. Pro řešení byla použita metoda konečných prvků. Výsledky proudění jsou použity jako zatížení tkáně hlasivek, následně je řešen pohyb hlasivek a s okrajem hlasivek se pohybuje rovněž síť vzduchu (Obr. 10.12 vlevo dole). Pro řešení pohybu okrajů sítě vzduchu od pohybů hlasivek byla použita metoda ALE. Interakce struktura-akustika byla řešena na základě mechaniky kontinua. Pro řešení interakce akustika-tekutina byla použita Lighthillova akustická analogie, která umožňovala hrubší síť než pro výpočet proudění. Byl zde vyšetřován také tzv. Coanda efekt (Obr. 10.12 vpravo).



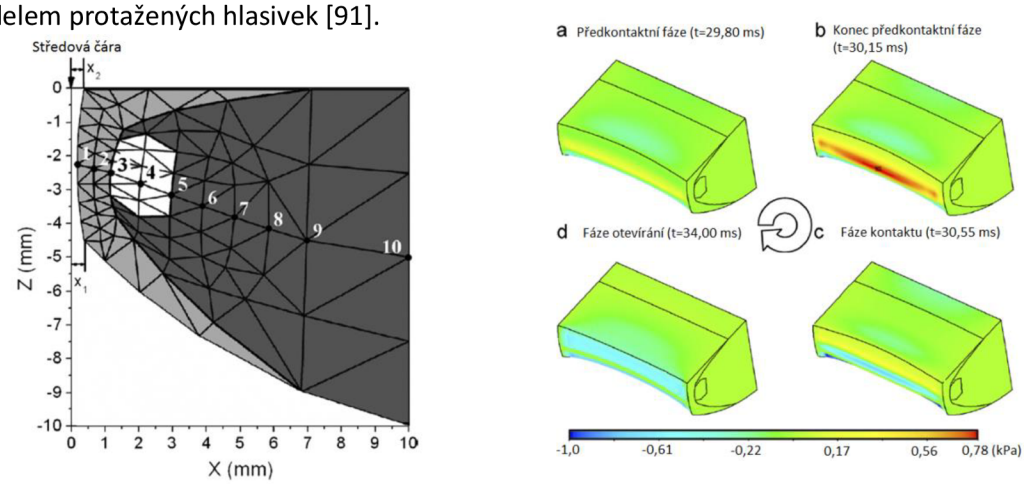
Obr. 10.12 Výpočtový model hrtanu [52]: geometrie (vlevo nahoře), síť v okolí hlasivek (vlevo dole), rozvoj Coanda efektu během tří cyklů (vpravo)

Gunter ve své práci [32] prezentuje model kolize jediné hlasivky s pevnou středovou plochou ve vysokém rozlišení (Obr. 10.13). Vyhodnocují se zde elastické síly v oblasti mezihlasivkové mezery a průběhy napětí, které mohou představovat riziko tvorby patologických změn. Výpočtový model obsahuje nelineární dynamický kontaktní problém, mezi 3D konečnoprvkovým lineárně elastickým modelem hlasivky a pevnou středovou plochou s aplikovanými kvazistatickými tlakovými okrajovými podmínkami ve vzduchovém prostředí.



Obr. 10.13 Model hlasivky s pevnou středovou plochou [32]: okrajové podmínky (vlevo), různé fáze pohybu hlasivky (vpravo)

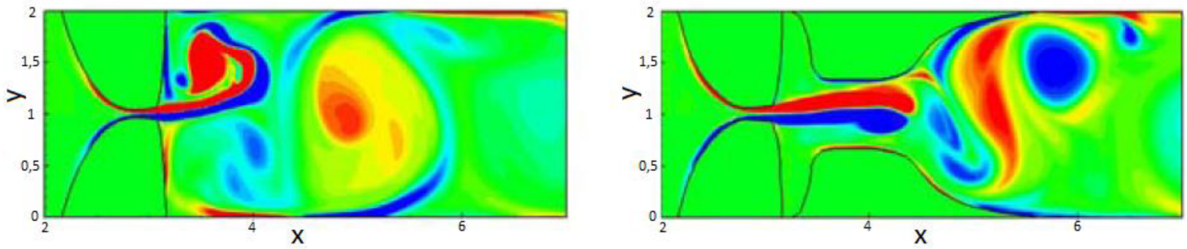
Tao a kol. ve svých studiích [93] a [94] zkoumali mechanické namáhání hlasivek a kontaktní tlaky mezi nimi během fonace a při vlastních kmitech hlasivek. Byl vytvořen třívrstvý MKP model hlasivky (Obr. 10.14 vlevo). Model kombinuje aerodynamické a materiálové vlastnosti a interakci tekutina-struktura. Výsledky zobrazují prostorové rozložení napětí, ke kterému dochází při fonaci během vlastních kmitů hlasivek (Obr. 10.14 vpravo). Bylo zjištěno, že normálové napětí je daleko vyšší na povrchu hlasivek, než uvnitř hlasivkových záhybů. Pro výpočet interakce tekutina-struktura byl model zespodu zatížen tlakem vzduchu z plic a bylo dokázáno, že nižší tlak může výrazně snížit mechanické namáhání hlasivek. Tato studie potvrzuje hypotézu únavového poškození hlasivek a mohla by přispět k odhadům, prevenci a léčbě poškození hlasivek. Tao a kol. se zabývali také asymetrickým prouděním vyvolaným Coanda efektem v symetrickém modelu hlasivek [92] nebo modelem protažených hlasivek [91].



Obr. 10.14 Model mechanického namáhání hlasivek [93]: řez třívrstvým modelem (vlevo), rozložení napětí v různých fázích pohybu hlasivky (vpravo)

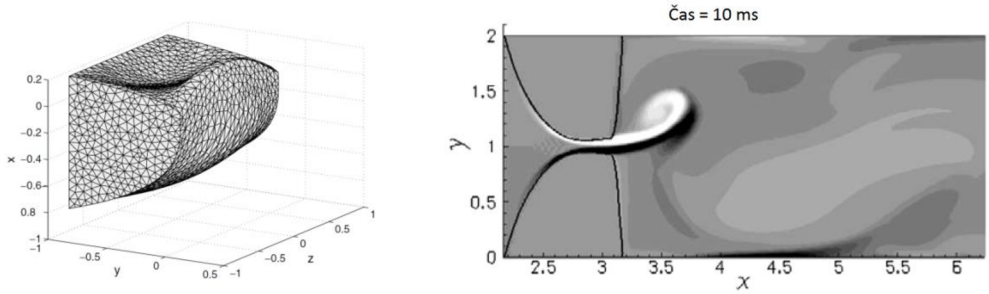
Studie autorského týmu Zheng a kol. [113] se zabývá počítačovým modelováním dvou rovinných modelů, z nichž jeden obsahuje ventrikulární řasy a druhý je modelován bez nich. Tyto modely v sobě

kombinují metodu vnořené hranice (immersed boundary method) pro proudění a spojitou konečnoprvkovou metodu pro hlasivky. Hlavním zaměřením je zkoumání efektu falešných hlasivek na proudem vyvolané vibrace skutečných hlasivek. Geometrie modelů je vytvořena na základě dat z CT snímků a zatížení je provedeno pomocí reálných proudových okrajových podmínek. Z výsledků je patrné, že přítomnost falešných hlasivek výrazně redukuje stochastické výchylky v hrtanovém proudění. Tím se snižuje míchání v proudu, o čemž svědčí snížení velikosti změny napětí ve smyku. Typické rozložení vírů je zobrazeno na (Obr. 10.15).



Obr. 10.15 Rozložení vírů vzduchu v oblasti hlasivek [113]: bez falešných hlasivek (vlevo), s falešnými hlasivkami (vpravo)

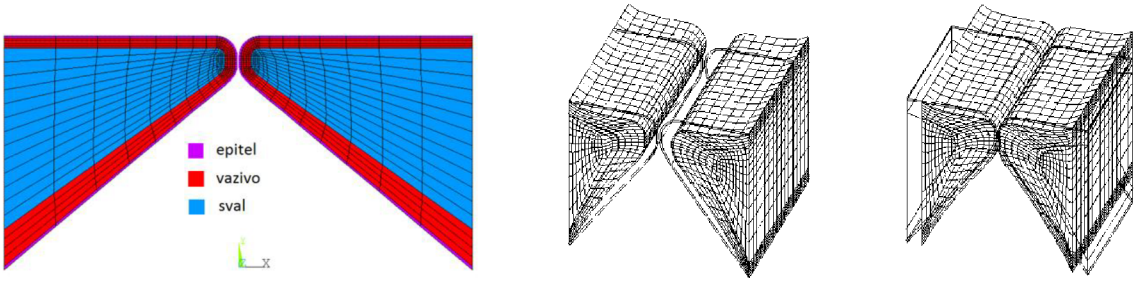
Analýzu interakce proudění-struktura v hrtanu během fonace pomocí metody vnořené hranice (immersed boundary method) prováděli ve svých studiích [53], [54] Luo a kol. Proudění je modelováno jako 2D a 3D nestlačitelné řízené konstantním subglotickým tlakem, struktura páru hlasivek pak jako třívrstvá viskoelastická. Výsledky jsou následně srovnávány s biomechanikou fonace. Na Obr. 10.16 je zobrazen jeden z vlastních tvarů kmitání hlasivky a rozložení vírů za hlasivkou.



Obr. 10.16 Model hlasivek [53]: vlastní tvar kmitání (vlevo), rozložení vírů (vpravo)

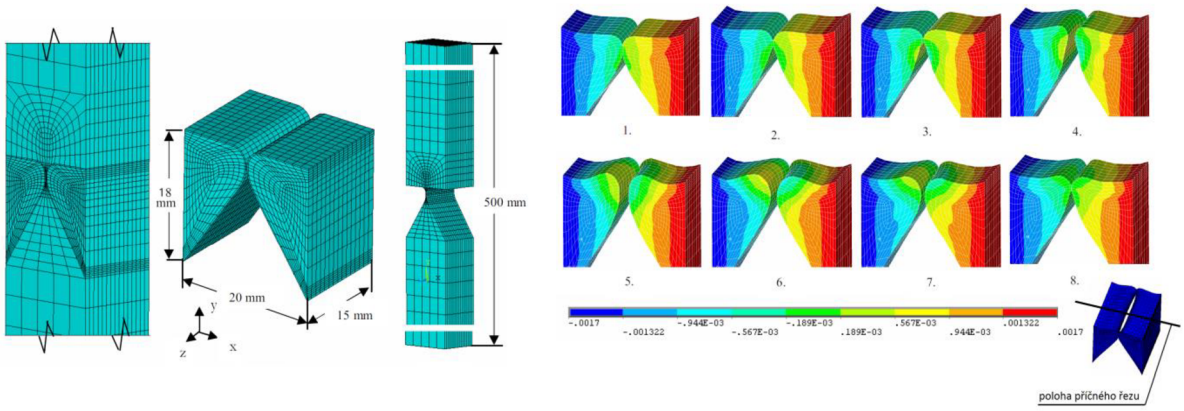
Thomson se své práci [95] prezentuje výpočtový model určený pro vývoj hlasového elementu určeného pro pacienty po totální laryngektomii. Vampola a kol. ve studii [104] vytvořil a srovnával dva 3D konečnoprvkové modely vokálního traktu vytvořené z CT snímků pacienta před a po absolvování hlasové terapie, která spočívala ve fonaci přes trubičku. Mittal a kol. [65] popisují využití výpočtového modelování pro plánování chirurgické léčby paralýzy hrtanu pomocí protetického implantátu. Rosa a kol. ve své práci [72] simulují proudění vzduchu válcovým modelem hrtanu během fonace a při proudění přes statické nastavení hlasivek do konvergentního, divergentního a rovnoběžného postavení. Kaltenbacher a Šidlof ve svých studiích [48], [80] a [81] kombinují Lighthillovu analogii a perturbační přístup. Porovnávají akustické veličiny mezi naměřenými daty a výsledky CFD simulací neustáleného nestlačitelného proudění na 3D modelech metodou konečných objemů s předepsaným pohybem hlasivek. Xue a kol. [110] se zabývá numerickou simulací interakce struktura-tekutina za fyziologických podmínek.

Hrůza ve své dizertační práci [39] a článku [40] popisuje symetrický třívrstvý model hlasivek, který umožňuje modelovat obousměrnou interakci mezi strukturou hlasivek a vzduchovým prostředím. Algoritmus výpočtu se dělí na tři základní kroky (výpočet proudění vzduchu, výpočet pohybu hlasivek a úpravu sítě). Je zde rovněž také simulován kontakt mezi oběma hlasivkami. V průběhu výpočtu se s pohybem hlasivek mění tvar sítě vzduchu. Jedinou hnací silou potřebnou k buzení modelu představuje vzduch z plic. Pro jednoduchost byl u všech vrstev uvažován homogenní, lineárně izotropní materiál. Model, i když je symetrický (Obr. 10.17 vlevo), obsahuje obě hlasivky z důvodu, že bylo očekáváno případné zahrnutí nesymetrie hlasivek do následně vyvíjených modelů. Po odladění rovinných modelů byly hlasivky po drobných úpravách geometrie následně vytaženy do prostoru. Zde se musely navíc oproti rovinné variantě hlasivky natáhnout v podélném směru (Obr. 10.17 uprostřed) a přitlačit do kontaktu (Obr. 10.17 vpravo).



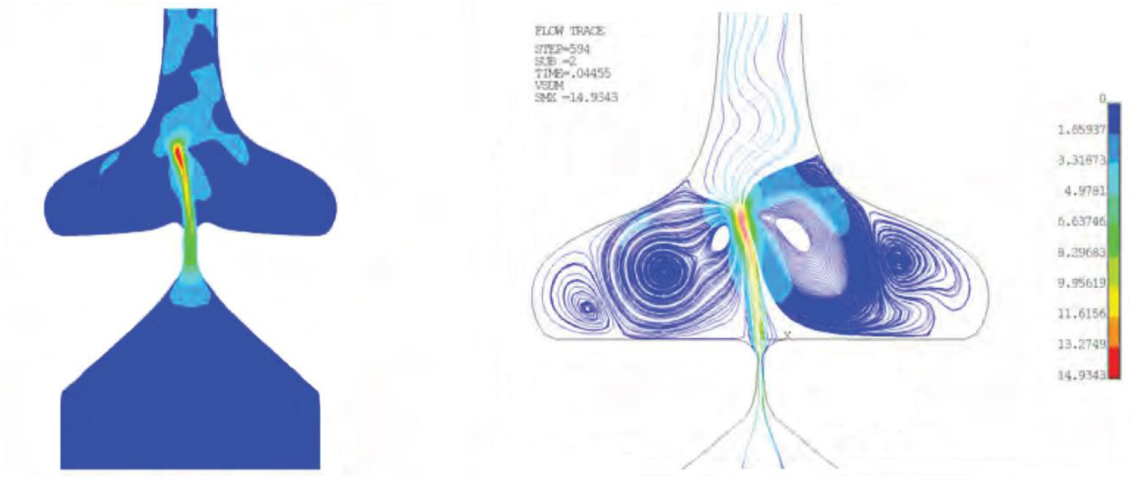
Obr. 10.17 Třívrstvý model interakce hlasivek se vzduchem [39]: vrstvy 2D modelu (vlevo), podélné natažení 3D struktury hlasivek (uprostřed), přitlačení hlasivek do kontaktu (vpravo)

Cílem studie týmu Švancara a kol. [84], [85], [86] je zdokonalení výše uvedeného Hrůzova konečnoprvkového modelu interakce akustických procesů ve vokálním traktu s oscilující hlasivkovou tkání (Obr. 10.18 vlevo). Byla upravena geometrie a síť hlasivek, použit tvarovaný vokální trakt, přepracován model proudění a kontaktu hlasivek a upraven algoritmus interakce struktura-tekutina. Řídícím parametrem je proud vzduchu, který je přiváděn z plic. Vyvíjený model obsahuje interakci fluid-struktura, velké deformace měkkých hlasivkových tkání, předepnutí hlasivek před fonací, kontakt mezi hlasivkami, v průběhu výpočtu proměnlivou konečnoprvkovou síť související s pohybem hlasivek, neustálený stlačitelný proud vzduchu a přerušování proudu vzduchu během kontaktu hlasivek. Výpočet je řešen ve výpočtovém softwaru ANSYS. Příklady výsledků v podobě posuvů hlasivek v různých fázích během fonace jsou zobrazeny na Obr. 10.18 vpravo.



Obr. 10.18 Model interakce akustických procesů ve vokálním traktu s hlasivkovou tkání [84]: geometrie modelu (vlevo), posuvy hlasivek v příčném řezu v průběhu fonace (vpravo)

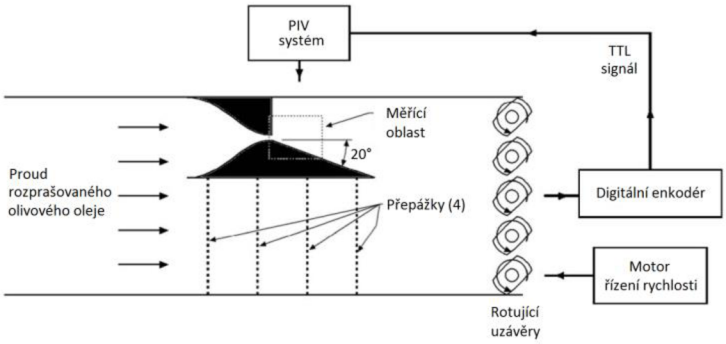
Diplomové práce Klíma [50], Martínek [55] a Pavlica [69], se zabývají vytvořením rovinného (2D) výpočtového modelu funkce lidských hlasivek založeného na metodě konečných prvků obsahujícího interakci hlasivek s proudem vzduchu. Výsledky obsahují tlakové a rychlostní poměry (Obr. 10.19) v oblasti mezihlasivkové mezery. Dále také průběhy napětí v jednotlivých vrstvách a posouzení vlivu tloušťky tkání na chování hlasivek během fonačního cyklu.



Obr. 10.19 Rychlostní profil v průběhu fonace [69]: rozložení pole rychlosti (vlevo), trajektorie částic tekutiny (vpravo)

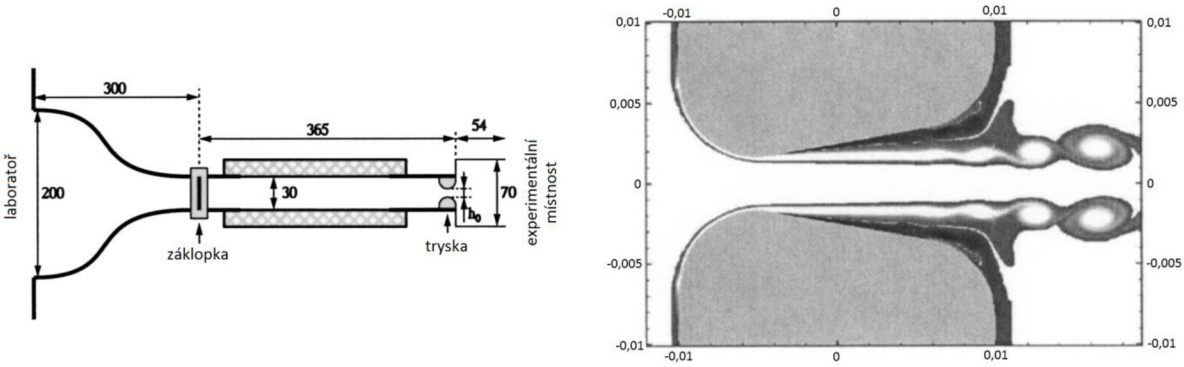
10.2 Výpočtové a experimentální studie hlasivek (výpočet i experiment v jedné práci)

Erath a kol. [23] ve své práci použili dva modely hlasivek, symetrický a asymetrický zobrazený na Obr. 10.20. V obou případech byly modely hlasivky 7,5x větší než skutečné hlasivky. Tok tekutiny byl zmenšen, aby odpovídalo Reynoldsovo a Strouhalovo číslo. V této práci bylo sledování vzniku Coanda efektu a jeho vlivy na řeč. Bylo zjištěno že Coanda efekt závisí více na nestacionárním zrychlení než na frekvenci pulzace tekutiny, což odpovídá fyziologickým procesům hlasivek. Dále bylo zjištěno, že vznikem Coanda efektu dochází k ovlivnění tlakového zatížení jednotlivých hlasivek od proudícího média a vzniku nesymetrického toku tekutiny. To má za následek rozdílnost aerodynamických sil působících na hlasivky.



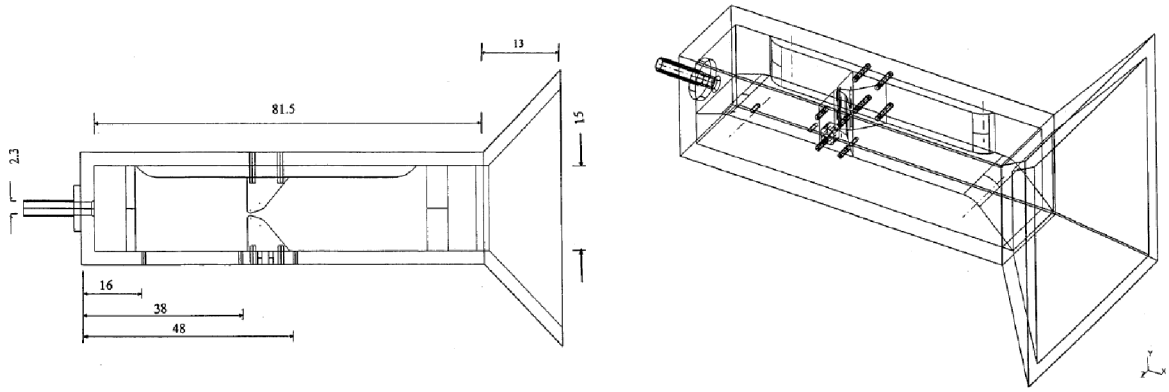
Obr. 10.20 Schéma experimentálního zařízení pro vyšetřování Coanda efektu [23] (asymetrický model)

Hofmans a kol. ve své práci [34] řeší nestacionární dvojdimenzionální proudění přes tuhý nepohyblivý model hlasivkové mezery (Obr. 10.21 vlevo). Model slouží k zpřesnění modelu predikce odtržení hraniční vrstvy (Obr. 10.21 vpravo). Studie nezahrnuje vlivy pohybu hlasivek na výsledný proud.



Obr. 10.21 Proudění přes nepohyblivý model hlasivkové mezery [34]: schéma měřícího zařízení (vlevo), vírové rozložení v oblasti trysky (vpravo)

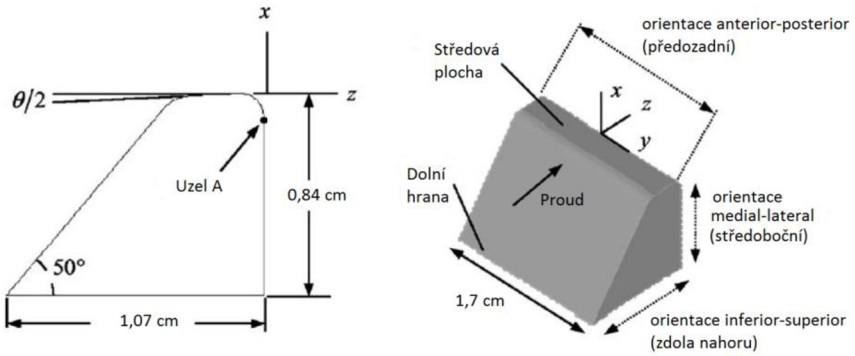
Experimentálními a výpočtovými studiemi tlakových profilů na povrchu hlasivek u nevibrujícího plexisklového modelu zjednodušeného hrtanu pro mezihlasivkové mezery se zužujícím se profilem se ve svých pracích zabývají Scherer a kol. [76] (Obr. 10.22) a Fulcher a kol. [27], [28]. Tyto studie uvažují pouze stacionární proudění. Tvar hlasivek je buď symetrický, nebo je střednice mezi hlasivkami zešikmena o úhel 15 stupňů jedním směrem. Geometrie hrtanu je 7,5 krát větší než skutečnost, tvar použitých hlasivek je označován jako M5 geometrie. Pro studii byly uvažovány mezihlasivkové tlaky 3, 5, 10 a 15 cm vodního sloupce, které odpovídají běžným hodnotám u člověka. Výpočty byly prováděny ve výpočtovém softwaru Fluent. Scherer a kol. [77] provedl podobnou studii pro geometrií hlasivek označenou M6.



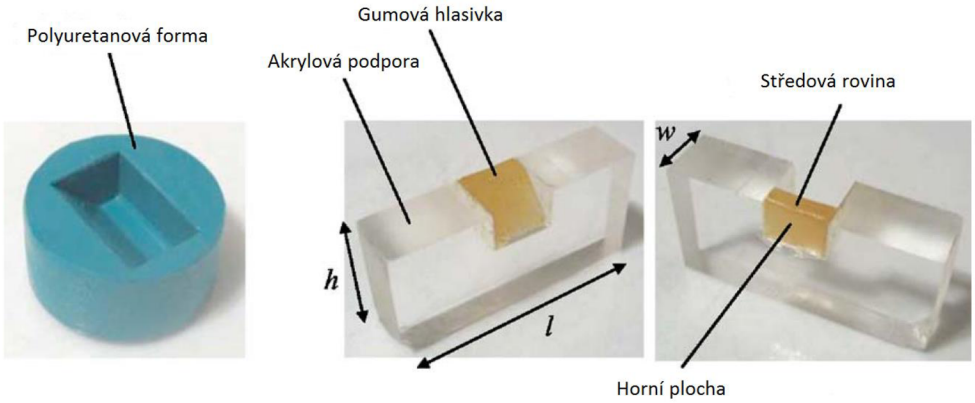
Obr. 10.22 Plexisklový model hlasivky M5 se symetrickým konvergentním postavením hlasivek [76]: pohled shora (vlevo), prostorový pohled (vpravo)

Thomson a kol. ve své práci [96] řeší aerodynamický přenos energie z proudu vzduchu do tkáně hlasivek. Autoři vytvořili jednovrstvý fyzikální model hlasivek (Obr. 10.23, Obr. 10.24) z polyuretan-kaučukové směsi tak, aby velikostí, tvarem i materiálovými charakteristikami co nejlépe postihoval reálné hlasivky. Pro srovnání byl vytvořen také konečnoprvkový model, který přesně popisoval reálný model. Analýzy byly zaměřeny na přechodové děje a průběhy odtrhávání proudu. Z výpočtu byla získána data o průběhu proudu vzduchu, sloužící ke zkoumání aerodynamického přestupu energie. Výzkum rovněž potvrdil hypotézy, že cyklický výkyv tvaru mezihlasivkové mezery z konvergentního

do divergentního postavení a naopak vede k asymetrii rozložení tlaků. Tento jev je důležitý pro vznik samobuzeného kmitání. Na základě tohoto modelu Drechsel a kol. [22] vyvinuli dvouvrstvý model hlasivek.

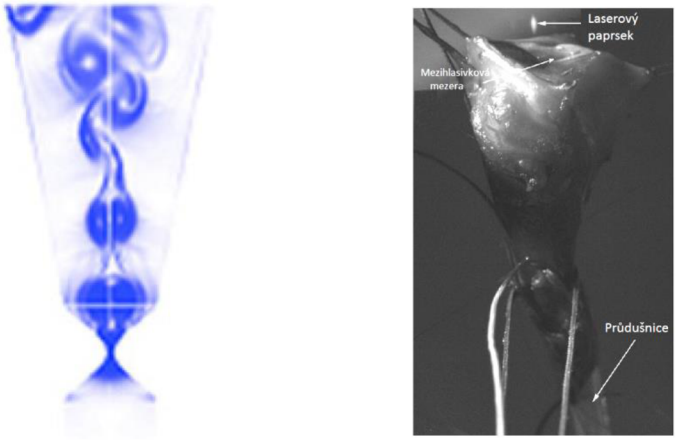


Obr. 10.23 Tvar a rozměry experimentálního modelu hlasivky [96]



Obr. 10.24 Experimentální model hlasivky v akrylové podpoře [96]

Aerodynamický model novorozeneckého lidského hrtanu a jeho experimentální ověřování publikoval Nicollas a kol. ve svých studiích [66], [67]. Vírové rozložení ve výpočtovém programu CARBUR a experimentální model hrtanu jsou zobrazeny na Obr. 10.25.

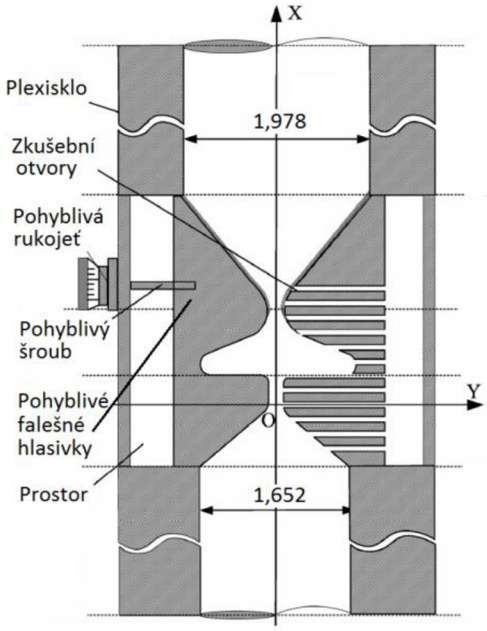


Obr. 10.25 Model hrtanu: vírové rozložení [66] (vlevo), experimentální vzorek vyjmutého hrtanu [67] (vpravo)

Blandin a kol. se ve své studii [17] zabývali rozšířením klasické teorie rovinných vln a její ověření na modelech vokálních traktů získaných vytištěním na 3D tiskárně a jejich konečnoprvkové simulace. Na těchto modelech byl zkoumán vliv geometrie na akustické vlastnosti vokálního traktu.

Chouly a kol. se ve své studii [45] zabývá numerickou simulací a experimentálním popisem proudu vyvolaného deformací konvergentně-divergentní geometrie složené ze zjednodušeného tvaru jazyka v interakci s výdechovým proudem. Pro tento účel byl navržen experimentální model umožňující měření deformací umělého jazyka, který je hlavní překážkou vydechovaného proudu. Tento model zahrnuje dvě hlavní fyziologické charakteristiky, kterými jsou asymetrická geometrie a tkáňové vlastnosti. Zároveň byla provedena numerická simulace interakce vzduch-struktura. Pro výpočet struktury byla použita metoda konečných prvků, pro vzduch pak metoda konečných diferencí. Výsledky experimentu i výpočtu mohou být užitečné pro pochopení jevů chrápání nebo spánkové apnoe, což je velmi nebezpečná porucha, při které člověk během spánku na krátkou chvíli přestane dýchat.

V článku Li a kol. [51] je zkoumán vliv mezery mezi falešnými hlasivkami v modelu hrtanu na tlaková rozložení a proudění. Byly zde použity mezery konvergentní a divergentní pod úhlem 40° a mezera přímá. Šířka mezi falešnými hlasivkami se u této studie pohybovala od 0,2 do 6 mm. Byl vyroben tuhý plexisklový model hrtanu, který byl lineárně zvětšen v měřítku 1,732 oproti skutečnému mužskému hrtanu. Aby bylo možné měřit tlaky uvnitř plexisklového modelu, bylo na střednici hrtanové stěny vytvořeno 12 válcových kanálků (všechny o průměru 1,2 mm). Geometrie tohoto modelu je zobrazena na Obr. 10.26. Pomocí výpočtového programu FLUENT byly odhadnuty normálové tlaky na povrchových stěnách hrtanu, které byly následně aplikovány na stěny skutečných a falešných hlasivek jako funkci mezery mezi falešnými hlasivkami a mezihlasivkového úhlu. Řešení je založeno na metodě kontrolních objemů, která je použita pro řešení Navier-Stokesových rovnic pro ustálené laminární nestlačitelné proudění vyskytující se uvnitř symetrické hrtanové geometrie. Byla předpokládána symetrie podél středové čáry mezihlasivkové mezery, proto byl modelován pouze poloviční model. Tato studie v podstatě dochází k podobným závěrům jako [1].



Obr. 10.26 Plexisklový model hrtanu [51]

Vampola a kol. ve své práci [105] vytvořili 3D konečnoprvkový model hlasivek zahrnující hrtanové chrupavky a výsledky pak srovnávají s výsledky naměřenými na srovnatelném experimentálním silikonovém modelu.

10.3 Experimentální studie hlasivek

Pro verifikace simulací výpočtového modelování jsou důležité znalosti materiálových vlastností hlasivkových tkání, a mimo jiné i porovnávání vypočítaných závislosti akustických veličin s experimenty. I z tohoto důvodu bylo uskutečněno mnoho experimentálních studií. Tyto studie se zabývaly zjišťováním materiálových charakteristik jednotlivých vrstev hlasivek ve fyziologickém stavu nebo při pokročilých stádiích patologických změn hlasivkové tkáně u lidí [30], [31], [41], [43], [44], [49], [115] nebo u zvířat [7], [47]. Jiné práce sledují chování hlasivek v čase pomocí neinvazivních metod, které umožňují sledovat hlasivky při pohybu [2], [15], [87], [90], [101], zejména s použitím vysokorychlostních kamer. Další práce jsou zaměřeny na vytvoření experimentálních modelů umělých hlasivek a zkoumání jejich chování ve srovnání se skutečnými hlasivkami.

Dynamické studie chování hrtanu a hlasivek Ahmad a kol. [2] jsou cílené na hrtanové a hlasivkové pohyby při fonaci. Statická MRI poskytuje obrazy anatomických struktur hrtanu ve velkém kontrastu ale pohyby hrtanu a hlasivek jsou velmi rychlé. Proto je potřeba volit kompromis mezi temporálním (dynamickým) a spaciálním (morfologickým) rozlišením pro kvalitu obrázku. MRI snímky byly získány v sagitální a horizontální rovině v hlasivkových vrstvách. Dynamické MRI se stává dostupné při vyšetřování funkce fonace, protože povoluje provádět neradioaktivní procedury in vivo s dobrým vykreslením měkkých tkáni. Toto měření hrtanu bylo provedeno u 10 pacientů v klidu a během fonace samohlásek A, E, I a při normální řeči.

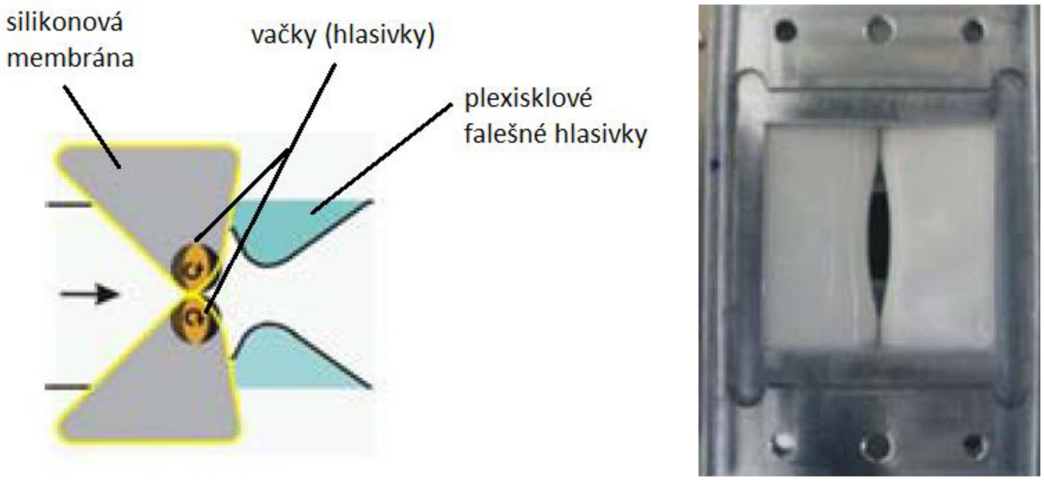
Švec a kol. vyvinuli aplikaci pro vyšetřování hlasu pomocí standardní kamery s názvem Videokymografie [87], [89], [90]. Jedná se o cenově dostupnou metodu pro sledování vibrací hlasivek, která je založena na principu upravené CCD kamery, která může pracovat ve standardním a vysokorychlostním módu. V normálním módu kamera poskytuje standardní pohled na hlasivky a ve vysokorychlostním dává snímek z jediné roviny celého obrazu. Obrazy mohou být převáděny, zaznamenávány a monitorovány.

Některé výzkumné týmy se ve svých pracích zabývaly vlivem ventrikulárních řas (falešných hlasivek) na chování hlasivek a proudu v jejich okolí. Autorský kolektiv Agarwal a kol. [1] experimentálně zkoumal vliv ventrikulárních řas (falešných hlasivek) na odpor při průchodu vzduchového proudu přes hrtan. Pro tyto účely byl sestrojen plexisklový model podle geometrie M5, který byl 7,5 krát zvětšený. Na něm byly řešeny varianty pro různá nastavení mezihlasivkových úhlů a šířek, které jsou důležité pro reprezentování geometrie během fonačního cyklu. Mezera mezi falešnými hlasivkami byla parametricky nastavována pomocí pěti až sedmi parametrů, rovněž bylo pro experimenty uvažováno 7 různých vstupních tlaků. Odpor byl nejprve odhadnut na skutečných hlasivkách bez přítomnosti ventrikulárních řas. Poté byly přidány falešné hlasivky, které leží u průměrného dospělého člověka asi 60 mm po proudu od skutečných hlasivek a běžná velikost mezery mezi falešnými hlasivkami je od 5 do 9 mm. Z výsledků této studie bylo zjištěno, že pro velkou mezeru mezi falešnými hlasivkami nemá jejich přítomnost ani absence žádný vliv na procházející

proud. Přibližováním falešných hlasivek blíže k sobě se uzavírá cesta proudu od skutečných hlasivek, a tím dochází k disipaci energie a vzniku proudových ztrát. Když je mezera mezi falešnými hlasivkami stejná nebo menší než minimální mezihlasivkový průměr, proudový odpor narůstá. Tento nárůst se snižováním mezery falešných hlasivek není lineární. I při velmi malém poklesu mezery může odpor vzrůst i dvakrát oproti běžnému odporu hrtanu. Vhodnou geometrií falešných hlasivek tak lze dosáhnout až 25% poklesu odporu při průchodu proudu vzduchu přes hrtan. Tato studie může být také prospěšná pro operační a rehabilitační procesy při řešení hlasových problémů.

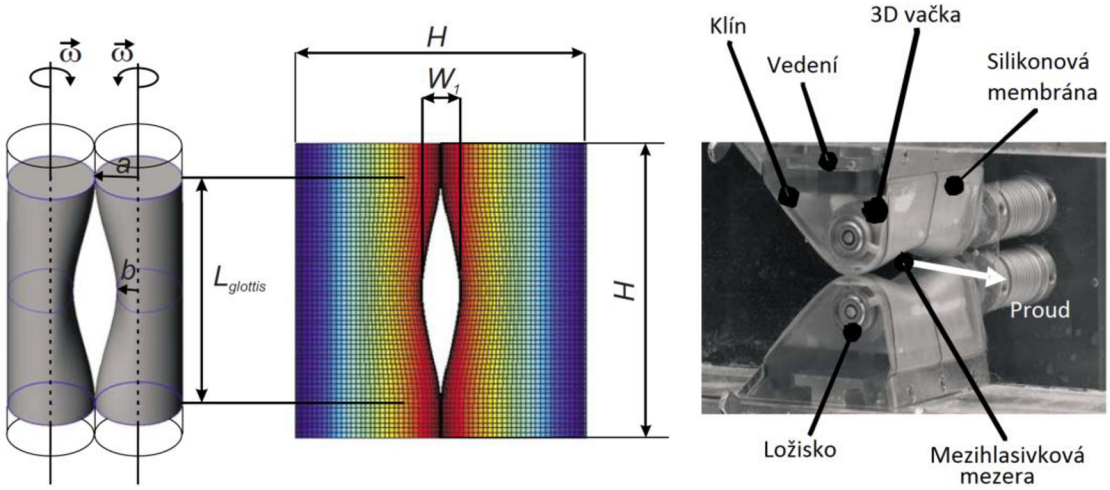
Studie kolektivu Bailly a kol. [12] se zabývá zkoumáním a modelováním možností aerodynamické interakce mezi hlasivkami a ventrikulárními řasami pomocí vhodných nastavení podmínek stacionárního a nestacionárního proudění. Dvě experimentální sestavy se skládají z tuhého nebo samobuzeného modelu hlasivek spojeného v obou případech s tuhým modelem ventrikulárních řas. Teoretické modelování proudění nabízí kvantifikaci vlivu ventrikulárních řas na tlakové rozložení v jejich okolí a tím na vibrace hlasivek. Výsledky ukazují značné rozdíly mezi statickým a dynamickým modelem hlasivek. Falešné hlasivky se většinou nepodílejí na fonaci při normální řeči. Jejich přibližování může být pozorováno při hlasových poruchách, jako je například dysfonie. Při ní vměšování falešných hlasivek při fonaci může značně ovlivnit funkci skutečných hlasivek a to i přesto, že mají odlišné materiálové vlastnosti (velká viskozita a nízká tuhost) vůči skutečným hlasivkám.

Brücker, Triep a kol. se ve svých studiích [18] a [101] zabývali analýzou nestacionární vírové dynamiky v proudění vzduchu přes mezihlasivkovou mezeru během několika cyklů fonace. Měření jsou prováděna pomocí vysokorychlostních PIV metod na dynamickém modelu hrtanu (Obr. 10.27), který zahrnuje skutečné a falešné hlasivky. Tento model je oproti realitě trojnásobně zvětšen. Funkce mezihlasivkové mezery je zajištěna dvěma proti sobě se otáčejícími vačkami. Hlavní charakteristiky modelu jsou reálná reprodukce časově proměnného pohybu a profilu mezihlasivkové mezery a časové průběhy vlny během fonačního cyklu. Výsledky mohou být prospěšné pro porozumění přídavných vírových šumů v lidském hlasu. Navíc změny ve tvaru vaček umožňuje vyšetřovat základní patologické rozdíly funkcí hlasivkové mezery a změny rychlostí a vírových polí ve vokálním traktu.

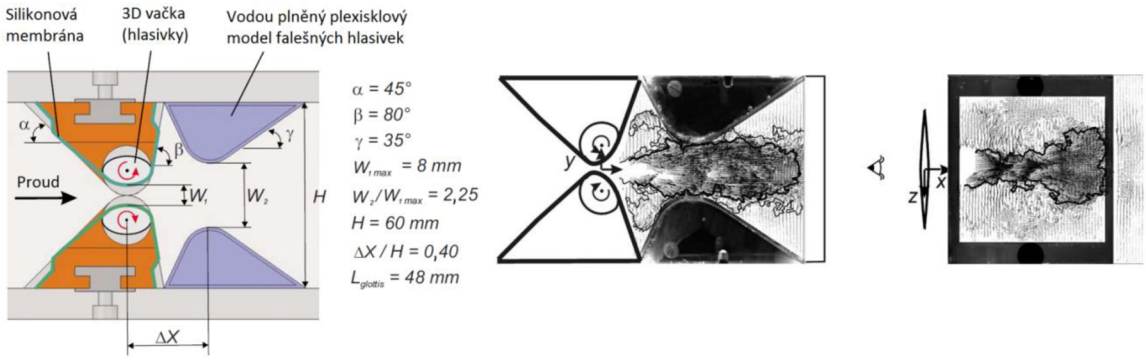


Obr. 10.27 Dynamický model hrtanu [18]: schéma modelu (vlevo), reálný model mezihlasivkové mezery (vpravo)

Na tyto práce navázal Triep a kol. ve své studii [102]. V ní jsou publikovány další výsledky na trojnásobně zvětšeném modelu simulujícího prostorové variace mezihlasivkové mezery pomocí dvou rotujících vaček (Obr. 10.28) napojenými na vodní okruh. Model napodobuje dočasnou změnu 3D obrysu mezihlasivkové mezery, současně vodní proud snižuje charakteristické frekvence v poměru 1/140. Nestacionární proudění přes hlasivkovou mezeru je zobrazováno zpomaleně a detailně analyzováno pomocí PIV metody. Výsledky ukazují komplexní chování po délce zúžení trysky. Je zde také detailně měřena časová závislost rychlosti proudění během fonačního cyklu. Z výsledků rovněž vyplývá, že tlaková ztráta klesá v přítomnosti druhého zúžení ve směru proudu přes mezihlasivkovou mezeru, které představují ventrikulární hlasivky. Je pozorováno, že tenhle případ je stabilnější v divergentní fázi cyklu. Proudové pole v celkovém modelu hrtanu je zobrazeno na Obr. 10.29.



Obr. 10.28 Model hrtanu [102]: geometrie a rozměry vačky (vlevo), experimentální model hlasivky (vpravo)

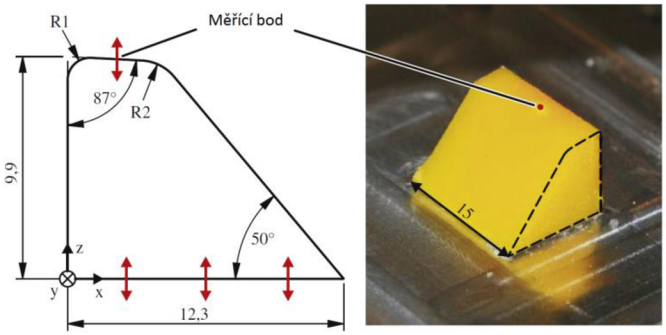


Obr. 10.29 Model hrtanu [102]: popis a rozměry (vlevo), proudové pole v koronální a sagitální rovině (vpravo)

V práci Becker a kol. [14] byly za účelem vyšetřování fyzikálních procesů během fonace vyrobeny syntetické hlasivky. Tyto hlasivky by měly plně vystihovat interakci struktura-proudění-akustika. Model se skládá z polyuretanové pryže s tuhostí a tvarem skutečných hlasivek, která je napojena

na vokální trakt. Toto zařízení umožňuje pozorovat proudění vyvolané vibračním pohybem hlasivek, periodické proudové pole i akustické signály ve větší vzdálenosti od mezihlasivkové mezery. Měření je prováděno pomocí PIV (particle image velocimetry) metody, laserového skenovacího vibrometru, mikrofonu, nestacionárního snímače tlaku a snímače založeného na žhavených drátcích. Výsledky prokazují vznik Coanda efektu, který není pevně spojen s jednou hlasivkou, ale mění se během jednotlivých cyklů. V důsledku interakce asymetrického toku s dalšími překážkami po směru toku proudu je předpokládán širokopásmový hluk v analogii s šumem na odtokové hraně.

Studie týmu Rupitsch a kol. [74] se zabývá zjišťováním materiálových mechanických parametrů (modul pružnosti, Poissonův poměr, koeficient ztrát). Za tímto účelem byl vyroben polyuretanový viskoelastický model umělých hlasivek (Obr. 10.30).



Obr. 10.30 Polyuretanový model hlasivky [74]

Horáček, Radolf a kol. ve svých studiích [35], [70] zkoumají tři nejčastěji používané metody hlasové terapie. Srovnávají data naměřená na pacientech s výsledky na experimentálním fyzikálním modelu z plexiskla.

10.4 Shrnutí poznatků z literatury

Většina výpočtových a experimentálních modelů uvedených výše zkoumá funkci lidských hlasivek hlavně z hlediska aerodynamiky jako stacionární proudění (Fulcher [27], [28], Scherer [76]), nebo nestacionární (Alipour [4], Brücker [18]) model proudění přes pevnou (Suh [79]), nebo pohyblivou mezihlasivkovou mezeru (např. Alipour [4], Horáček [37], Sciamarella [75], Zheng [114], Zhao [112]), obvykle s předepsaným pohybem.

Na modelech jsou většinou zkoumána tlaková a rychlostní pole a rozložení vírů (Alipour [4], Brücker [18], Luo [53], [54], Nicollas [66], Švancara [84], [85], [86], Triep [102], Zhang [111], Zhao [112], Zheng [113]), bod odtržení (Decker [21], Hofmans [34], Horáček [38]) nebo výskyt Coanda efektu (Becker [14], Erath [23], Link [52], Tao [92]). Je zde také zkoumán vliv konvergentního a divergentního postavení hlasivek (Alipour [4], Drechsel [22], Chouly [45], Li [51], Sciamarella [75], Suh [79], Thomson [96], Triep [102]).

Pouze v některých výpočtových modelech (Link [52], Zhang [111]) je uvažováno řešení akustiky, a to s pomocí přímého řešení N-S rovnic nebo s využitím Lighthillovy akustické analogie, kdy jsou

výsledky proudění převedeny pomocí monopólů, dipólů a kvadropólů a následně řešeny vlnovou rovnicí pro akustiku.

Mnoho výzkumů rovněž neuvažuje interakci mezi proudícím médiem a hlasivkami. Pokud je tato interakce modelována, ne vždy je zároveň dosaženo kontaktu mezi hlasivkami. Buď hlasivky kmitají odděleně se vzduchovou mezerou, nebo je modelována pouze jedna hlasivka, která naráží na přímou stěnu (Gunter [32]). To rovněž představuje zjednodušení a způsobuje odlišné výsledky ve srovnání s experimentálními studiemi prováděnými na lidských hlasivkách.

V několika studiích je zkoumán také vliv falešných hlasivek (Zhang [111], Zheng [113], Agarwal [1], Bailly [12], Li [51], Brücker [18]). Z nich vyplývá, že ventrikulární řasy se velmi významně projeví hlavně v případě, že průřez mezi nimi je roven nebo menší než průřez mezi skutečnými hlasivkami.

Celkové přehledy a srovnání současných výpočtových modelů lidské fonace je možné nalézt v literatuře [5] a [20].

Výpočtové modely funkce lidských hlasivek pro mluvení nahlas, které jsou postupně vyvíjeny a zdokonalovány na ÚMTMB (Hrůza [39], Klíma [50], Martínek [55], Pavlica [69], Švancara [84], [85] a [86]) obsahují vzájemnou interakci mezi vzduchem a strukturou hlasivek i přímý kontakt mezi oběma hlasivkami. Tyto modely umožňují vyhodnocovat i akustické veličiny a jsou v něm zahrnuty i ventrikulární řasy a zjednodušené modely vokálního traktu pro různé samohlásky.

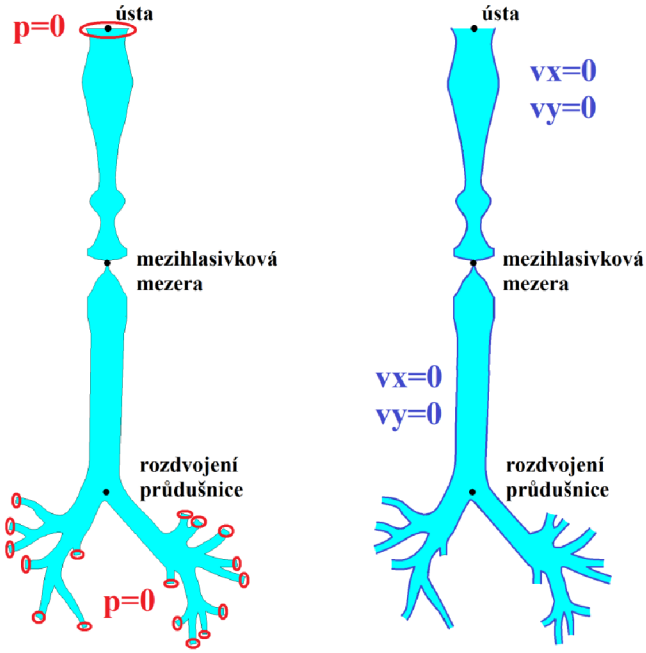
Pro ověřování výpočtů a zjišťování vstupních údajů pro výpočty bylo rovněž prováděno množství experimentálních studií. Ty byly prováděny většinou na zvětšených modelech uměle vyrobených hlasivek (Agarwal [1], Brücker [18], Erath [23], Rupitsch [74], Triep [102]) nebo pomocí neinvazivních metod zobrazování na skutečných lidských hlasivkách (Ahmad [2], Berry [15], Švec [87], [90]), nebo na fyzikálním modelu (Triep [101]).

11 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu šeptem

Cílem této dizertační práce je vytvoření parametrických výpočtových modelů chování lidských hlasivek pro mluvení šeptem a nahlas. Modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení šeptem se od modelování mluvení nahlas značně liší. Hlavním rozdílem je skutečnost, že při mluvení šeptem se hlasivky téměř nepohybují (nevibrují), ale pouze proudí vzduch přes rozevřené hlasivky. Proto lze pro modelování tvorby hlasu šeptem oddělit chování struktury a fluidního prostředí a není třeba řešit vzájemnou interakci struktury hlasivek a vzduchu proudícího mezi nimi. Modelování tvorby lidského hlasu šeptem popisuje kapitola 11. Naopak pro modelování tvorby lidského hlasu nahlas, které je popsáno v kapitolách 12 a 13 je vzájemná interakce velice důležitá.

11.1 Výpočtové modely pro generování samohlásek šeptem

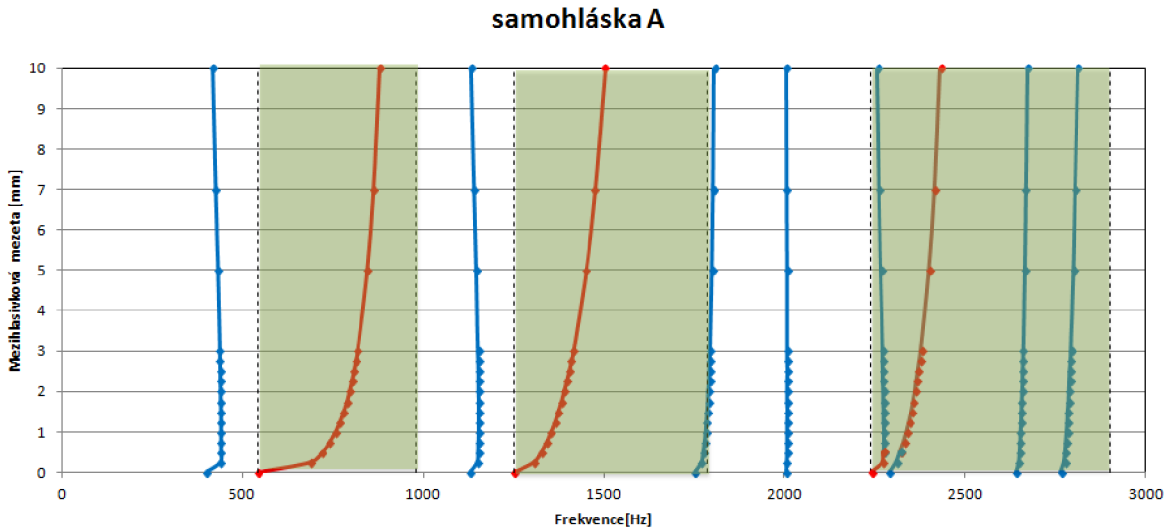
Teorie zdroj-filtr [25], což je všeobecně uznávaná teorie popisující generování samohlásek, ve své jednoduché formě předpokládá nezávislost zdroje na filtru a naopak. Nepostihuje proto mnoho důležitých okolností a představuje to znovu částečné zjednodušení. Závislostí vlastních frekvencí vokálního traktu na změně mezihlasivkové mezery se zabývá například článek [56]. Jedná se o modální analýzu 2D modelu spojení zjednodušených vokálních traktů pro jednotlivé samohlásky s mezihlasivkovou mezerou a průdušnicí. Hlasivky zde nejsou modelovány. Mezihlasivková mezera se pro jednotlivé výpočty měnila od úplného uzavření do 10 mm. Pro výpočtové modelování byla zvolena metoda konečných prvků ve výpočetním systému ANSYS 12.1. Propojení vokálního traktu s průdušnicí je diskretizováno sítí za pomoci 2D prvků FLUID29, které umožňují modální analýzu [8]. Materiálové konstanty pro vzduch byly voleny jako typické pro vzduch při teplotě 36°C a atmosférickém tlaku 101 325 Pa (hustota 1,204 kg·m^{-3}; rychlost zvuku 343 m·s^{-1}). Pro modální analýzu jsou jako okrajové podmínky (Obr. 11.1) na bočních stěnách modelu uvažovány nulové rychlosti a v oblasti úst a výstupech do plic jsou předepsány nulové tlaky. V některých pracích (například [71]) se na vstupu do plic uvažuje spíše podmínka nulových akustických rychlostí.



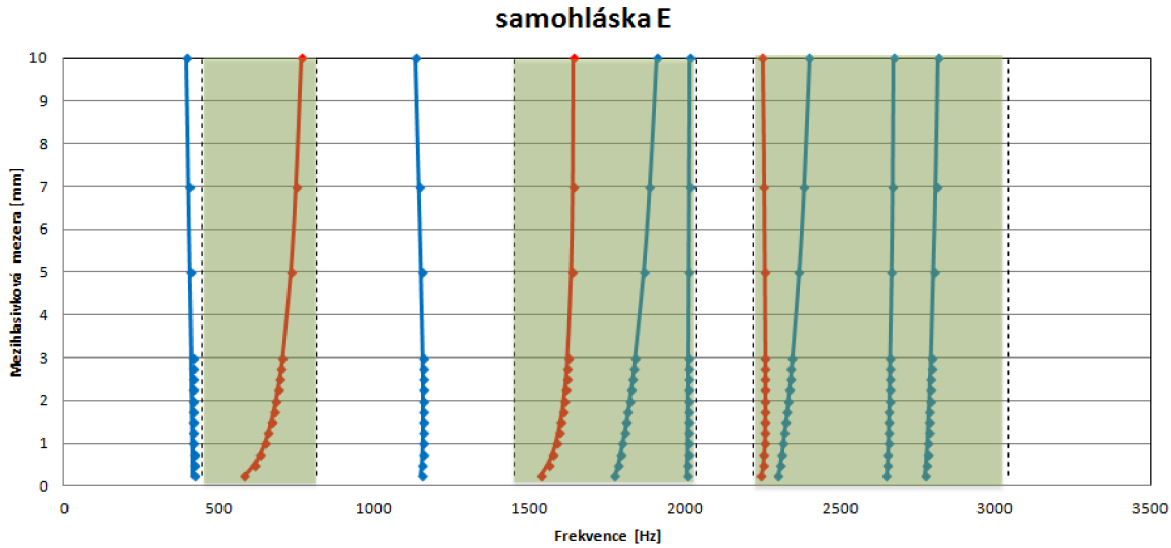
Obr. 11.1 Okrajové podmínky pro modelování generování samohlásek šeptem [56]

Pro mluvení šeptem proto nejsou formanty ve vokálním traktu buzeny základní frekvencí kmitání hlasivek a vyššími harmonickými frekvencemi, ale pouze šumem, který při proudění vzduchu skrz otevřené hlasivky vzniká. Poloha formantů pro mluvení šeptem je výrazně závislá na velikosti mezihlasivkové mezery. Tato závislost je dobře patrná z Obr. 11.2 až Obr. 11.5.

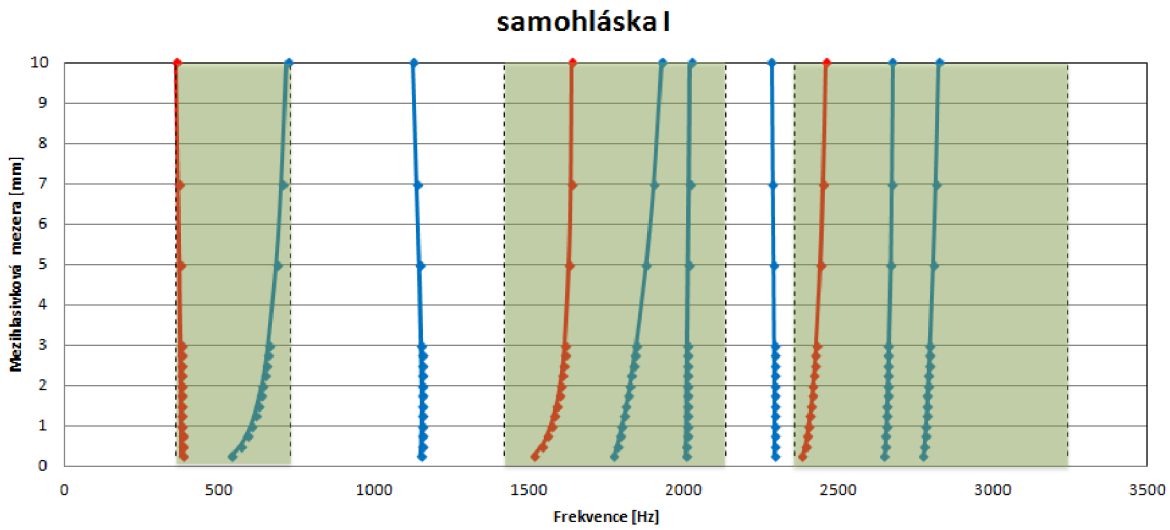
Z výsledků je zřejmé, že pro velké mezery je citlivost změny mezihlasivkové mezery na vlastní frekvence vokálního traktu minimální, avšak pro velmi malé mezihlasivkové mezery je vliv její změny na akustické vlastnosti vokálního traktu značný. Na Obr. 11.2 představují modré křivky vlastní frekvence podhlasivkového modelu průdušnice, červené křivky vlastní frekvence vokálního traktu a zelené oblasti představují hranice vlastních frekvencí vokálního traktu od úplného uzavření po spojení průdušnice s vokálním traktem bez jakékoliv překážky (velikost mezihlasivkové mezery by byla teoreticky rovna šířce průdušnice).



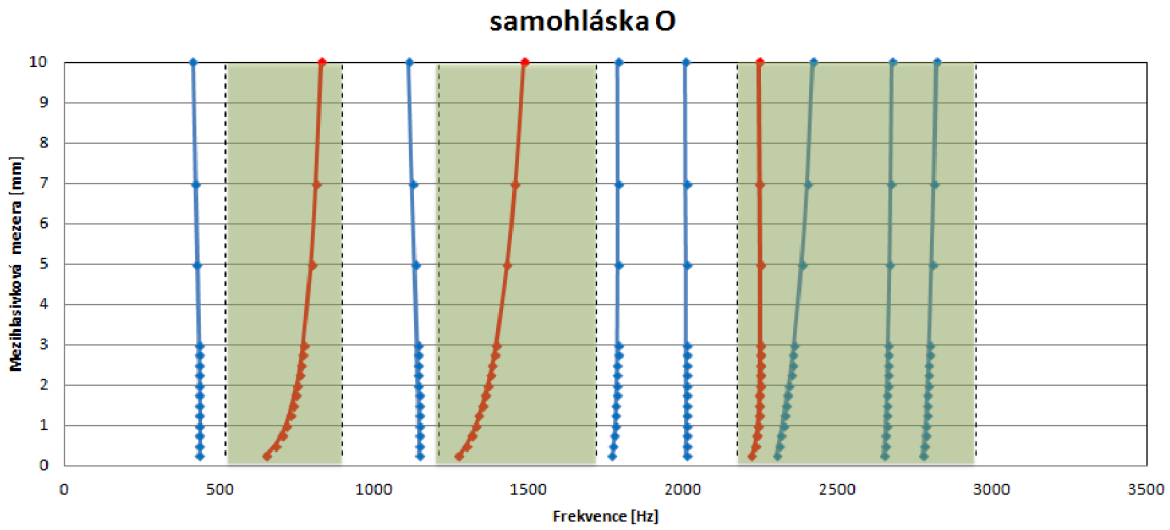
Obr. 11.2 Závislost vlastní frekvence na velikosti mezihlasivkové mezery (pro samohlásku A) [56]



Obr. 11.3 Závislost vlastní frekvence na velikosti mezihlasivkové mezery (pro samohlásku E) [56]

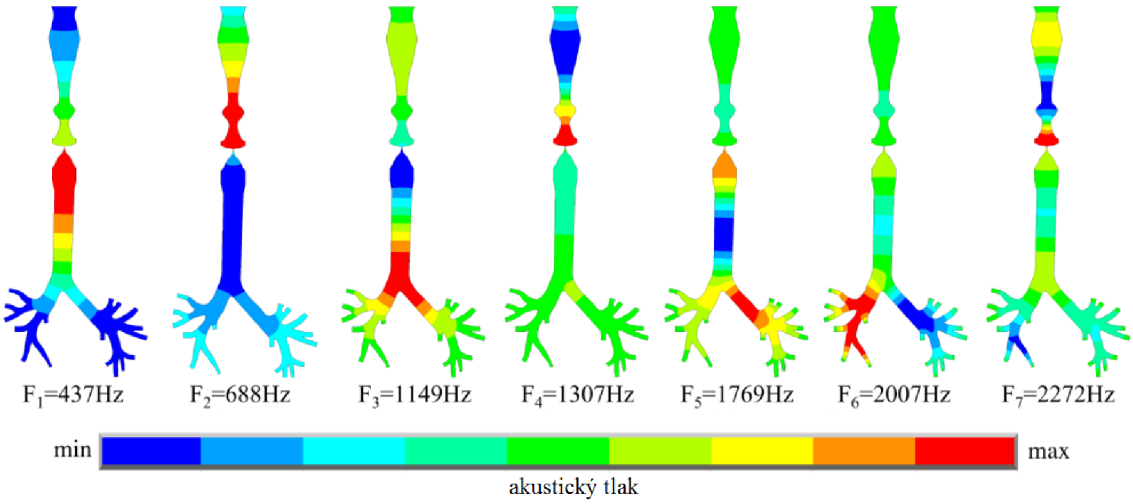


Obr. 11.4 Závislost vlastní frekvence na velikosti mezihlasivkové mezery (pro samohlásku I) [56]



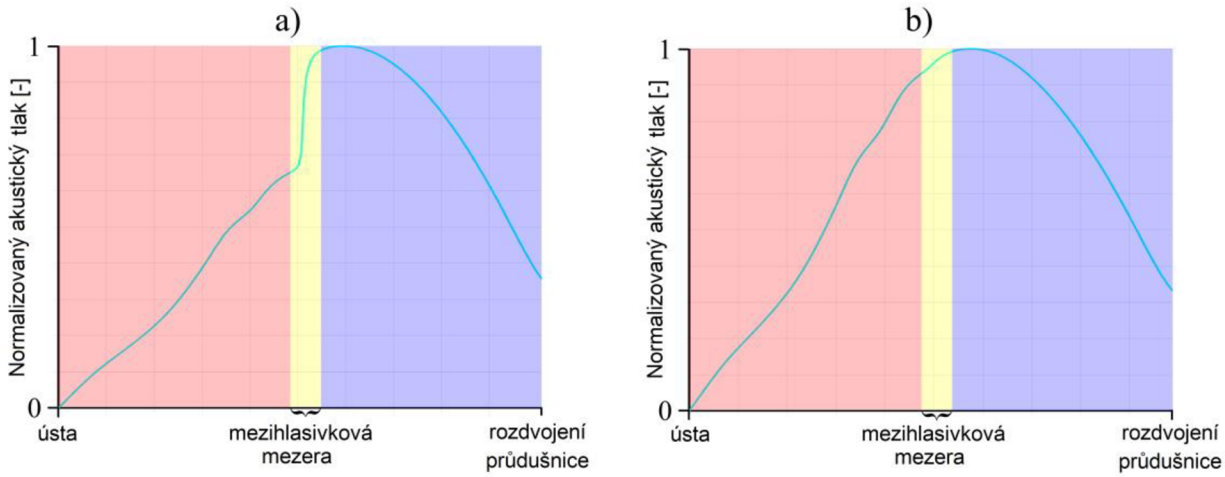
Obr. 11.5 Závislost vlastní frekvence na velikosti mezihlasivkové mezery (pro samohlásku O) [56]

Na Obr. 11.6 jsou zobrazeny průběhy akustických tlaků při vlastních frekvencích celého spojení pro mezeru 0,25 mm. Z něj můžeme jednoznačně určit, že druhá, čtvrtá a sedmá vlastní frekvence náleží vokálnímu traktu a zbylé pak průdušnici.



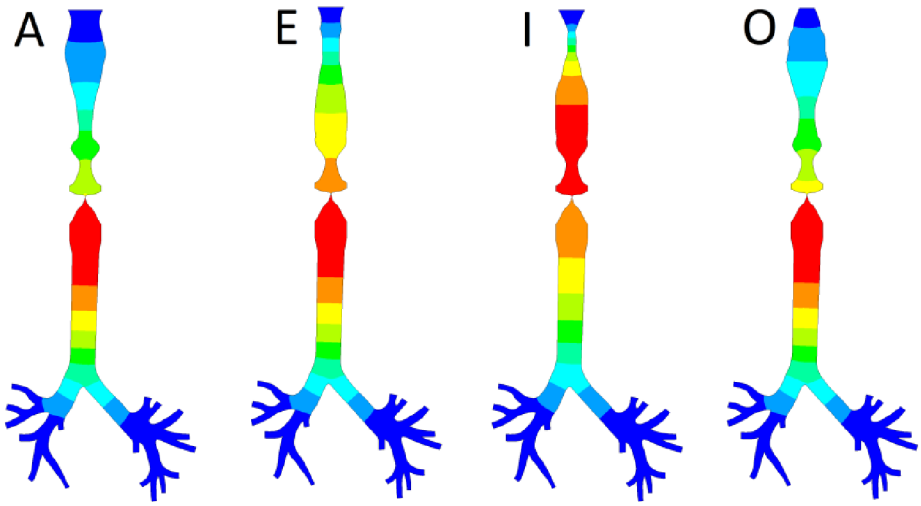
Obr. 11.6 Průběh akustických tlaků pro vlastní frekvence soustavy (samohláska A) [56]

Na Obr. 11.7 je vidět průběh akustického tlaku po cestě od úst až po rozdvojení průdušnice. Tady je patrný skokový nárůst tlaku v oblasti mezihlasivkové mezery pro její velikost 0,25 mm (žlutá oblast na Obr. 11.7a) oproti plynulému průběhu u mezery 10 mm (Obr. 11.7b). Tyto skokové změny se projevovaly od hodnoty mezery 5 mm směrem k nižším hodnotám.



Obr. 11.7 Průběh akustického tlaku od úst po rozdvojení průdušnice pro první mód [56]:
a) pro mezeru 0,25 mm b) pro mezeru 10 mm

Byly řešeny čtyři varianty propojených modelů pro různé zjednodušené modely vokálních traktů pro samohlásky A, E, I, O, jejichž první vlastní tvary jsou zobrazeny na Obr. 11.8. Porovnání vypočítaných prvních tří vlastních frekvencí vokálního traktu (formantů) důležitých pro porozumění vyslovené samohlásky je uvedeno v Tab. 11.1, což odpovídá rozsahu českých formantů uváděných v literatuře (například [68]).



Obr. 11.8 Porovnání modelů pro samohlásky A, E, I, O (postupně zleva) [56]

Tab. 11.1 Porovnání hodnot vlastních frekvencí (formantů) pro jednotlivé varianty [56]

české samohlásky	*F1*	*F2*	*F3*
A [a:]	*688*	*1307*	*2272*
E [ɛ:]	*582*	*1536*	*2245*
I [i:]	*378*	*1518*	*2385*
O [o:]	*652*	*1275*	*2221*

12 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas - rovinný model

Při generování zdrojového hlasu nahlas je důležitá interakce mezi vibrujícími hlasivkami a vzduchem přiváděným z plic.

12.1 Matematický popis výpočtového modelu

Ve výpočtovém modelování pomocí komerčního programu ANSYS, který je založen na metodě konečných prvků (MKP) [8], slouží jako modelový objekt k řešení daného problému matematická teorie. Pro řešení problému interakce tekutiny se strukturou a akustikou vokálního traktu byl vytvořen model kmitání strukturální tkáně hlasivek, který je řešen pomocí přechodové analýzy v čase (transientní analýza). V řešení jsou rovněž uvažovány velké deformace struktury hlasivek a kontaktní úloha. Pro řešení strukturální analýzy byla použita transientní analýza s časovým krokem $\Delta t=1x10^{-4}$s, ve výpočtu bylo zahrnuto řešení velkých deformací struktury hlasivek a kontaktní úloha vzájemné kolize levé a pravé hlasivky v průběhu fonace.

Pro řešení fluidní analýzy byla použita transientní analýza pro nestacionární viskózní stlačitelné, respektive nestlačitelné, proudění se stejným časovým krokem jako v případě strukturální analýzy. Tyto modely proudění jsou popsány pomocí Navier-Stokesových rovnic. Použití modelu stlačitelného proudění umožňuje modelování šíření akustických vln ve vokálním traktu. Tento model je proto schopen generovat spektra daných samohlásek. Rozdíly mezi stlačitelným a nestlačitelným prouděním detailněji popisuje kapitola 12.10.

Přechodová (transientní) analýza struktura

Pohybové rovnice pro kmitání struktury hlasivek lze po diskretizaci metodou konečných prvků zapsat v maticovém tvaru následovně:

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} = \{F^A\} \qquad (1)$$

kde:
$[M]$ je strukturní matice hmotnosti
$[C]$ je strukturní matice tlumení
$[K]$ je strukturní matice tuhosti
$\{\ddot{u}\}$ je vektor zrychlení v uzlech sítě
$\{\dot{u}\}$ je vektor rychlosti v uzlech sítě
$\{u\}$ je vektor posuvů v uzlech sítě
$\{F^A\}$ je vektor budících sil

Pro řešení soustavy pohybových rovnic přímou integrací v časové oblasti byla použita Newmarkova integrační metoda.

Modální analýza struktury

Je použita pro určení vlastních frekvencí a vlastních tvarů struktury hlasivek. Řešení vychází z pohybové rovnice struktury hlasivek bez uvažování tlumení a budících sil.

$$[M]\{\ddot{u}\} + [K]\{u\} = \{0\} \qquad (2)$$

Pro předpoklad harmonického průběhu kmitů můžeme vektor posuvů vyjádřit jako

$$\{u\} = \{\Phi\}_i \cdot \cos(\omega_i \cdot t) \qquad (3)$$

kde:
$\{\Phi\}_i$ je i-tý vlastní vektor
ω_i je i-tá vlastní frekvence
t je čas

Po dosazení do pohybové rovnice dostáváme

$$(-\omega_i{}^2 \cdot [M] + [K]) \cdot \{\Phi\}_i = \{0\} \qquad (4)$$

Pro netriviální řešení musí platit

$$[K] - \omega^2 \cdot [M] = 0 \qquad (5)$$

Tento zobecněný problém vlastních hodnot je následně řešen Block Lanczosovou metodou implementovanou v ANSYSu.

Proporcionální tlumení

Model proporcionálního (Rayleighova) tlumení vyjadřující tlumení jako lineární kombinaci matic hmotnosti a tlumení je popsána následující rovnicí

$$\mathbf{C} = \alpha\mathbf{M} + \beta\mathbf{K} \qquad (6)$$

kde člen α**M** představuje konstrukční tlumení a člen β**K** materiálové tlumení, α a β jsou koeficienty těchto tlumení a je možné je určit ze dvou hodnot vlastních frekvencí a poměrných útlumů dle vztahu

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{f_1} & f_1 \\ \frac{1}{f_2} & f_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2b_{p1} \\ 2b_{p2} \end{bmatrix} \qquad (7)$$

kde členy b_{p1} a b_{p2} jsou poměrné útlumy a jejich hodnoty jsou pro tkáň hlasivek voleny na základě literatury [43] b_{p1}=0,2 a b_{p2}=0,3. Vlastní frekvence struktury hlasivek jsou získány z výsledků modální analýzy MKP modelu (viz kapitola 12.6) pro první a třetí tvar kmitu, které jsou zvoleny na základě podobnosti s pohybem skutečných hlasivek. První tvar kmitu odpovídá pohybu hlasivek nahoru a dolů a třetí tvar kmitu pohybu doleva a doprava v horizontální rovině. Vypočtené hodnoty vlastních frekvencí struktury hlasivek jsou pro tloušťku vrstvy SLP = 1,05mm rovny f_1 = 70,653 Hz a f_2 = 159,485 Hz. Na základě těchto hodnot byly vypočteny hodnoty koeficientů tlumení α a β.

Kontaktní úloha

Pro řešení kontaktní úlohy mezi hlasivkami je použit symetrický kontaktní pár plocha na plochu (surface-to-surface), který je řešen pomocí metody rozšířených Lagrangiánů (Augmented Lagrangian Method). Tato metoda je kombinací metody kontrolovaného přesahu pomocí volby kontaktní tuhosti mezi kontaktními prvky (Penalty method) a metody nulového přesahu (Pure Lagrange Multiplier). Tato metoda využívá iterační série výpočtu přesahu použité u Penalty Method a ve srovnání s ní je lépe podmíněná a méně citlivá na velikost kontaktní tuhosti, nicméně však může vyžadovat přídavné iterace při velké deformaci sítě. Pro rovinné výpočty byly použity prvky TARGE169 a CONTA172, pro prostorovou variantu výpočtu pak TARGE170 a CONTA174.

Fluidní analýza

Problém proudění tekutiny je definován zákony zachování hmotnosti, hybnosti a energie. Tyto zákony mají tvar parciálních diferenciálních rovnic, které jsou následně diskretizovány metodou konečných prvků. Řešení proudění probíhá za předpokladu, že se v průběhu výpočtu vyskytuje pouze jedna fáze média a uživatel musí před výpočtem zvolit, zda se jedná o problém laminárního nebo turbulentního proudění a zda uvažovat nestlačitelný nebo stlačitelný model proudění.

Ze zákona zachování hmotnosti vychází rovnice kontinuity

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z)}{\partial z} = 0 \qquad (8)$$

kde:
v_x, v_y a v_z jsou složky rychlosti ve směru os x, y a z kartézského souřadnicového systému
ρ je hustota vzduchu
t je čas

Časová změna hustoty může být nahrazena vyjádřením pomocí časové změny tlaku P a změny hustoty v závislosti na změně tlaku

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\partial \rho}{\partial P} \cdot \frac{\partial P}{\partial t} \qquad (9)$$

Vyhodnocení derivace hustoty podle tlaku vychází ze stavové rovnice.

V případě použití stlačitelného algoritmu a uvažování ideálního plynu

$$\rho = \frac{P}{RT} \rightarrow \frac{\partial \rho}{\partial P} = \frac{1}{RT} \qquad (10)$$

kde:
R je univerzální plynová konstanta
T je teplota

V případě použití nestlačitelného algoritmu je použita rovnice

$$\frac{d\rho}{dP} = \frac{1}{\beta} \qquad (11)$$

kde:
β je elastický modul pružnosti v tlaku (Bulk modulus), pro dokonale nestlačitelnou tekutinu je nastavena defaultní hodnota $\beta=10^{15}$. V takovém případě tlakové vlny putují nekonečně rychle přes celou řešenou oblast.

V Newtonovských tekutinách můžeme závislost mezi napětím a deformací tekutiny (s využitím souřadnicového zápisu) vyjádřit jako

$$\tau_{ij} = -P\delta_{ij} + \mu\left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}\right) + \delta_{ij}\lambda\frac{\partial u_i}{\partial x_i} \qquad (12)$$

kde:
τ_{ij} je tenzor napětí
u_i jsou ortogonální rychlosti ($u_1 = v_x$, $u_2=v_y$, $u_3=v_z$)
μ je dynamická viskozita
λ je koeficient objemové viskozity
δ_{ij} je Kroneckerovo delta

Poslední člen rovnice (12) je nulový pro konstantní hustotu tekutiny v případě nestlačitelného proudění, a je považován za dostatečně malý, abychom ho mohli neuvažovat v případě stlačitelné tekutiny. Předchozí rovnice transformuje rovnice hybnosti na Navier-Stokesovy rovnice.

Rovnice hybnosti, energie, rovnice pro transport částic a rovnice pro turbulenci mají formu skalárních transportních rovnic. Ty obsahují čtyři typy členů (transientní, advekční, difúzní a zdroj). Zobecněnou formu transportní rovnice lze zapsat ve tvaru

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho C_\phi \phi) + \frac{\partial}{\partial x}(\rho v_x C_\phi \phi) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v_y C_\phi \phi) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho v_z C_\phi \phi) = \frac{\partial}{\partial x}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial z}\right) + S_\phi \qquad (13)$$

kde:
C_ϕ jsou transientní a advekční koeficienty
Γ_ϕ je difúzní koeficient
S_ϕ je zdrojový člen

Tab. 12.1 ukazuje, jaké koeficienty a zdrojové členy jsou použity pro jednotlivé proměnné v transportní rovnici.

Tab. 12.1 Tabulka proměnných v transportní rovnici [8]

ϕ	Proměnná	C_ϕ	Γ_ϕ	S_ϕ
v_x	rychlost ve směru x	1	μ_e	$\rho g_x - \partial p/\partial x + R_x$
v_y	rychlost ve směru y	1	μ_e	$\rho g_y - \partial p/\partial y + R_y$
v_z	rychlost ve směru z	1	μ_e	$\rho g_z - \partial p/\partial z + R_z$
T	Teplota	C_p	K	$\mu_t\Phi/\mu - \rho\varepsilon + C_4\beta\mu_t g_i(\partial T/\partial x_i)\sigma_t$
k	kinetická energie	1	μ_t/σ_k	$Q_v + E^k + W^v + \mu\Phi + \partial p/\partial t$

kde:
C_p je měrná tepelná kapacita
K je tepelná vodivost
g_x, g_y a g_z jsou složky gravitačního zrychlení
μ_e je efektivní viskozita (součet laminární viskozity μ a turbulentní viskozity μ_t)

R_x , R_y a R_z jsou distribuované hydraulické odpory
W^v je viskózní práce
Q_v je objemový tepelný zdroj
Φ je viskózní teplo
E^k je kinetická energie
T je statická teplota
ε je disipační člen turbulentní kinetické energie
σ_t je turbulentní Prandtlovo (Schmidtovo) číslo pro energetické rovnice
σ_k je Schmidtovo číslo pro turbulentní kinetickou energii
C_4 je $k - \varepsilon$ násobek aplikovaný na člen pro vztlak v rovnicích pro turbulentní kinetickou energii
β je koeficient teplotní roztažnosti

Pohybové rovnice v předchozí kapitole jsou vyjádřeny v Eulerovské formulaci (v pevném referenčním rámci). Tyto rovnice mohou být eventuelně vyjádřeny také v Lagrangeovské formulaci, kde se referenční rámec (síť) pohybuje spolu s tekutinou. Pro řešení problému pohybující se hranice oblasti proudění je použita ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) formulace, která kombinuje výhody obou předchozích formulací. Konečnoprvková síť je deformována podle pohybu hranice oblasti proudění nezávisle na pohybu tekutiny tak, aby nedocházelo k přílišné distorzi sítě. Časová derivace v pevném referenčním rámci je vyjádřena jako

$$\left.\frac{\partial \varphi}{\partial t}\right|_{pevný\ rámec} = \left.\frac{\partial \varphi}{\partial t}\right|_{pohyblivý\ rámec} - \vec{W} \cdot \nabla \varphi \qquad (14)$$

kde:
φ je uvažovaný stupeň volnosti
$\vec{W}$ je rychlost pohyblivého rámce vůči referenčnímu

Po diskretizaci metodou konečných prvků lze rovnici (13) zapsat v maticovém tvaru následovně

$$\left(A_e^{Trans} + A_e^{Advect} + A_e^{Diff}\right)\varphi = S_\emptyset^e \qquad (15)$$

kde:
A_e^{Trans} je prvková matice přechodového členu
A_e^{Advect} je prvková matice advekčního členu
A_e^{Diff} je prvková matice difúzního členu
φ je vektor uvažovaných proměnných
$S_\emptyset^e$ je vektor zdrojových členů

Přechodový člen můžeme vyjádřit jako

$$[A_e^{Trans}] = \int W^e \frac{\partial \left(\rho c_\phi \phi\right)^e}{\partial t} d(vol) \qquad (16)$$

kde:
W^e je bázová funkce
Index e označuje veličiny vztahující se k jednotlivým prvkům a $\int d(vol)$ integraci přes objem. Pro řešení přechodového členu je použita Newmarkova integrační metoda.

Pro řešení advekčního členu je použita kolokovaná Galerkinova metoda, kdy můžeme tento člen vyjádřit jako

$$[A_e^{Advect}] = \int W^e \left\{\frac{\partial(\rho v_x^e c_\phi \phi)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y^e c_\phi \phi)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z^e c_\phi \phi)}{\partial z}\right\} d(vol) + C_{2\tau} \int \frac{zh}{2U_{mag}^e} \left\{\frac{v_x^e \partial W^e}{\partial x} + \frac{v_y^e \partial W^e}{\partial y} + \frac{v_z^e \partial W^e}{\partial z}\right\} \left\{\frac{v_x^e \partial(\rho c_\phi \phi)}{\partial x} + \frac{v_y^e \partial(\rho c_\phi \phi)}{\partial y} + \frac{v_z^e \partial(\rho c_\phi \phi)}{\partial z}\right\} d(vol) \qquad (17)$$

kde:
h je délka elementu podél advekčního směru
U_{mag} je velikost rychlosti proudění $U_{mag} = \sqrt{{v_x}^2 + {v_y}^2 + {v_z}^2}$
$z = \begin{cases} 1 & když\ 0 \leq Pe < 3 \\ Pe/3 & když\ Pe \geq 3 \end{cases}$
Pe je Pelceletovo číslo $Pe = \frac{\rho c_\phi U_{mag} h}{2\Gamma_\phi}$
$C_{2\tau}$ je konstanta pro $k - \varepsilon$ model turbulence

Advekční člen můžeme vyjádřit pomocí násobení bázovou funkcí a integrování přes řešenou oblast

$$difuzní\ příspěvek = \int W^e \frac{\partial}{\partial x}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial x}\right) d(vol) + \int W^e \frac{\partial}{\partial y}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial y}\right) d(vol) + \int W^e \frac{\partial}{\partial z}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial z}\right) d(vol) \qquad (18)$$

Prvkovou matici difúzního členu pak můžeme vyjádřit jako

$$\left[A_e^{Diff}\right] = \int W_x^e\, \Gamma_\phi W_x^e + W_y^e \Gamma_\phi W_y^e + W_z^e \Gamma_\phi W_z^e d(vol) \qquad (19)$$

Vektor zdrojových členů můžeme vyjádřit jako

$$S_\emptyset^e = \int W^e S_\phi\, d(vol) \qquad (20)$$

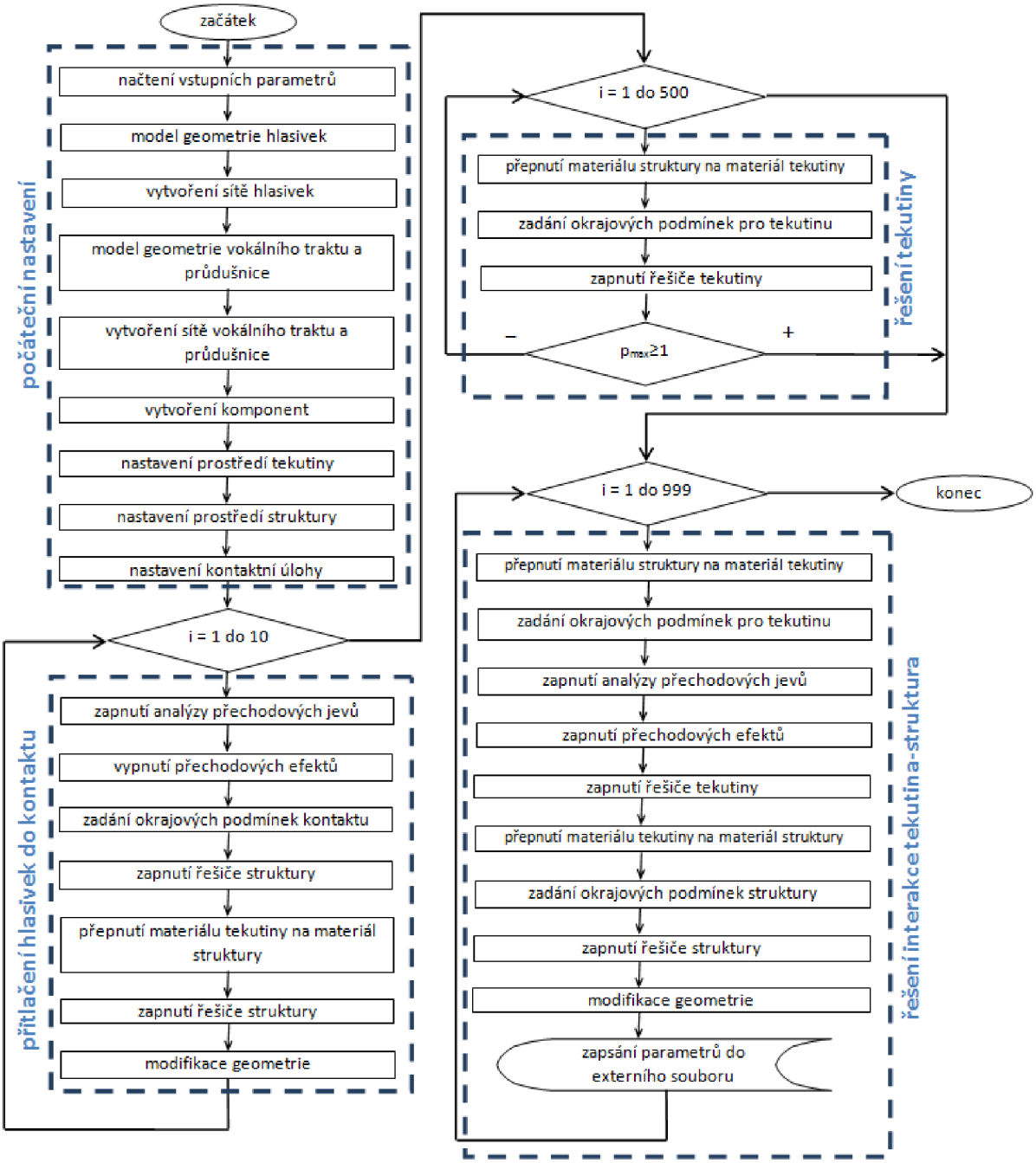
Rovnice pro řešení rozložení tlaku jsou řešeny pomocí odděleného algoritmu metodou SIMPLEN (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equation). Při tomto postupu jsou použity rovnice hybnosti pro vyjádření rychlosti proudění pomocí gradientů tlaku a ty jsou dosazeny do rovnice kontinuity integrované po částech.

Pro řešení problematiky proudění je použit oddělený postupný algoritmus. To znamená, že prvky matic jsou vytvářeny, sestavovány a řešeny odděleně pro každý stupeň volnosti. Protože jsou rovnice vzájemně vázané, jsou tyto rovnice postupně řešeny s přibližnými hodnotami ostatních veličin a následně jsou tyto hodnoty iteračním postupem zpřesňovány. Tento postup se v ANSYSu označuje jako globální iterační postup [8]:

- nejprve se sestaví a přibližně řeší rovnice pro jednotlivé složky rychlostí $\dot{v}_x$, $\dot{v}_y$ a $\dot{v}_z$
- následně se sestaví rovnice pro výpočet tlaku použitím $\dot{v}_x$, $\dot{v}_y$ a $\dot{v}_z$
- vyřeší se rovnice pro tlak P
- upraví se rychlosti použitím vyřešených $\dot{v}_x$, $\dot{v}_y$, $\dot{v}_z$ a P
- sestaví se a řeší rovnice energie pro zjištění teploty T
- řeší se rovnice pro transport částic
- upraví se teplotně závislé vlastnosti v závislosti na T
- řeší se rovnice pro turbulenci
- upraví se efektivní vlastnosti v závislosti na řešení turbulence
- kontrola konvergence řešení
- konec globálního iteračního postupu

12.2 Algoritmus řešení problému interakce proudícího vzduchu a kmitajících hlasivek

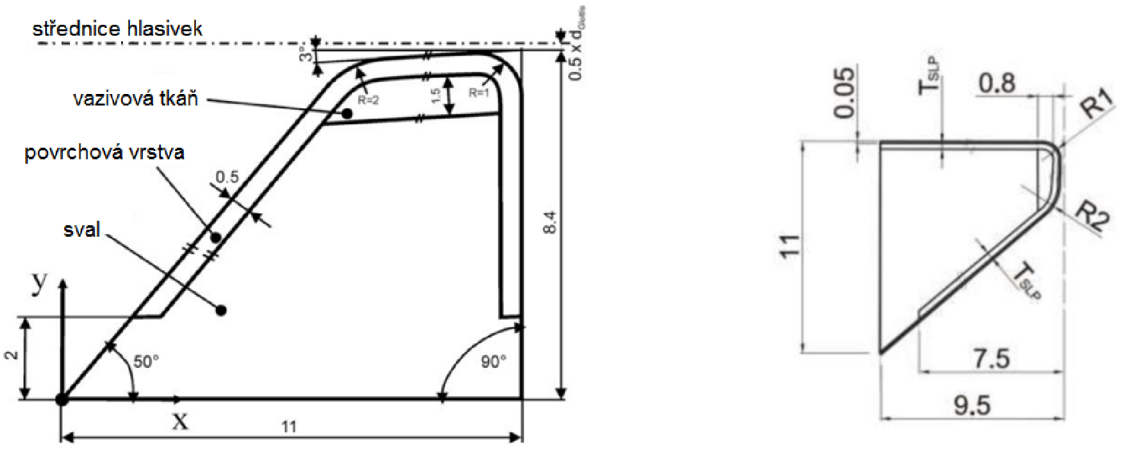
Pro řešení interakce mezi strukturou a tekutinou bylo použito explicitní výpočtové schéma s oddělenými řešiči pro strukturu a tekutinu. Na Obr. 12.1 je zobrazen vývojový diagram algoritmu řešení.



Obr. 12.1 Vývojový diagram algoritmu řešení

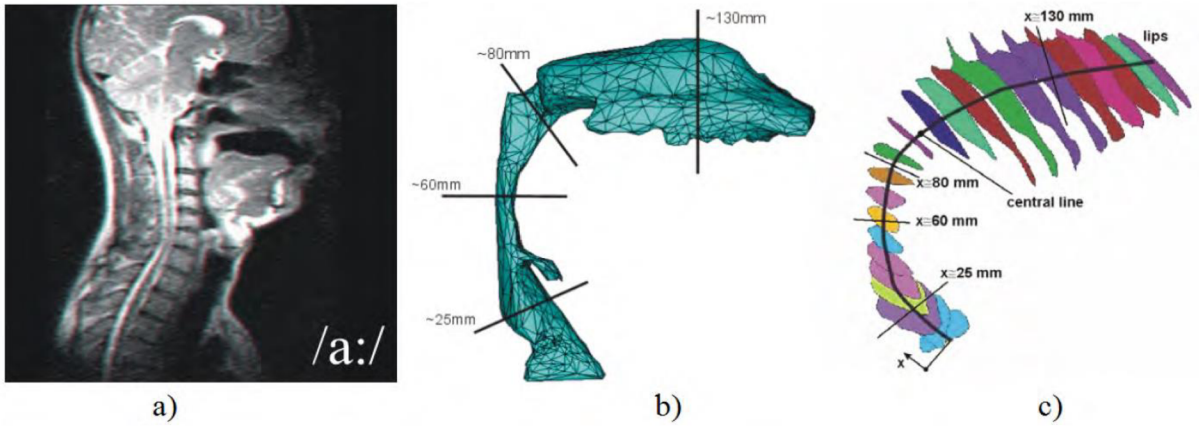
12.3 Modely geometrie

Geometrie 2D modelu hlasivek je založena na velmi často používaném parametrickém M5 Shererově modelu [52], [76], viz Obr. 12.2. Hlasivková tkáň je modelována jako čtyřvrstvá obsahující epitel, laminu propriu, ligament a sval. Model hlasivek je vytvořen parametricky a lze proto poměrně jednoduše měnit tloušťku jednotlivých vrstev. Geometrie 3D modelu hlasivek je vytvořena ze stejné geometrie jako 2D model vytažením do třetího rozměru (někdy se hovoří o tzv. 2,5D modelu).



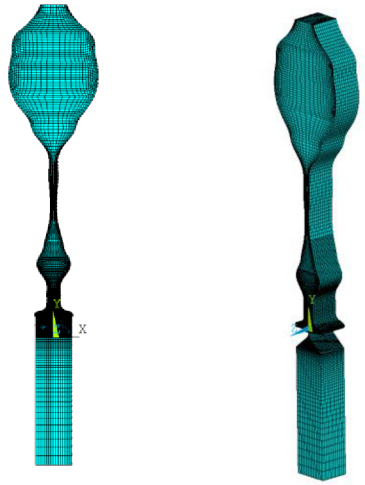
Obr. 12.2 Třívrstvý Shererův model geometrie se třemi vrstvami [52] (vlevo) a upravená čtyřvrstvá verze použitá pro potřeby modelování (vpravo). Uváděné rozměry jsou v milimetrech.

Modely geometrie supraglotické části vokálního traktu pro generování českých samohlásek nahlas jsou vytvořeny ze snímků z magnetické rezonance [71], viz Obr. 12.3. Geometrie subglotické části vokálního traktu je zjednodušena na tvar obdélníku z důvodu zajištění rovnoměrného rozložení vstupní rychlosti.



Obr. 12.3 a) MRI snímek vokálního traktu při fonaci b) 3D MKP model vokálního traktu c) referenční řezy modelu vokálního traktu [71]

Pro náš prostorový model se za předpokladu konstantní hloubky vytažení do prostoru spočítá z plochy řezů šířka tohoto modelu. Rovinný i prostorový model jsou pro jednoduchost napřímeny (viz Obr. 12.4).



Obr. 12.4 Modely akustických prostorů průdušnice a vokálního traktu pro rovinnou (vlevo) a prostorovou úlohu (vpravo)

12.4 Modely materiálu

Modely materiálu jednotlivých vrstev hlasivkové tkáně jsou uvažovány jako homogenní, lineárně izotropní a jejich materiálové parametry jsou voleny ve shodě s hodnotami uváděnými v literatuře [98]. Pro popis konstitutivního modelu jsou použity dvě materiálové konstanty – Youngův modul pružnosti E a Poissonův poměr μ. Hodnoty těchto parametrů byly pro jednotlivé vrstvy stanoveny citlivostní analýzou [50], [55], [69]. Pro konstantní hodnotu modulu pružnosti pro epitel byly testovány změny hodnot modulu pružnosti laminy proprii, hlasivkového vazu a svalu a sledována závislost na změny vlastních frekvencí hlasivek. Materiálové parametry byly laděny tak, aby základní frekvence kmitání hlasivek byla okolo 100 Hz, která zhruba odpovídá frekvenci kmitání mužských lidských hlasivek.

Hodnoty materiálových konstant pro jednotlivé vrstvy povrchové vrstvy (epitelu), hlasivkového vazu (ligamentu), podpovrchové vrstvy (superficial lamina propria-SLP) a svalu byly použity následovně:

pro epitel modul pružnosti $\mathbf{E_{epitel} = 25000\ Pa}$, Poissonův poměr $\boldsymbol{\mu_{epitel} = 0{,}49}$

pro hlasivkový vaz modul pružnosti $\mathbf{E_{ligament} = 8000\ Pa}$, Poissonův poměr $\boldsymbol{\mu_{ligament} = 0{,}49}$

pro laminu propriu modul pružnosti $\mathbf{E_{SLP} = 2000\ Pa}$, Poissonův poměr $\boldsymbol{\mu_{SLP} = 0{,}49}$

pro sval modul pružnosti $\mathbf{E_{sval} = 65000\ Pa}$, Poissonův poměr $\boldsymbol{\mu_{sval} = 0{,}40}$

Pro všechny čtyři strukturální vrstvy hlasivek byla uvažována shodná hodnota hustoty $\boldsymbol{\rho = 1040\ kg \cdot m^{-3}}$.

Pro vzduch byly uvažovány následující materiálové charakteristiky:

rychlost zvuku $c = 343\ m \cdot s^{-1}$, viskozita $v = 1{,}81351 \times 10^{-5}\ kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ a hustota vzduchu $1{,}205\ kg \cdot m^{-3}$.

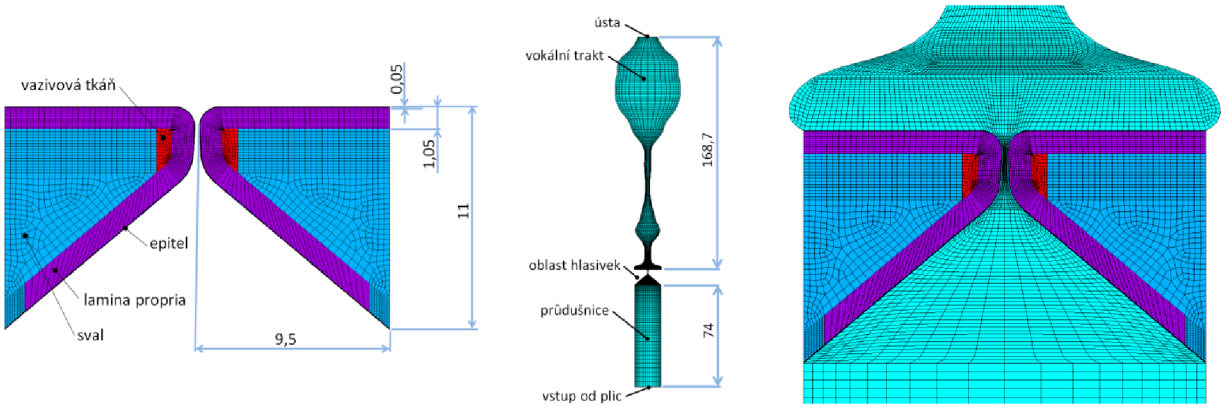
Proudění vzduchu bylo nastaveno jako stlačitelné nebo jako nestlačitelné. Porovnání obou variant pro rovinný model bylo provedeno v [59] a je uvedeno v kapitole 12.10, porovnání pro prostorový model je poté provedeno v [83] a kapitole 13.4.

Ve výpočtovém modelu bylo rovněž uvažováno proporcionální (Rayleighovo) strukturální tlumení s koeficienty **α** a **β** závislými na vlastních frekvencích struktury hlasivek a na hodnotách poměrných útlumů pro všechny vrstvy hlasivkové tkáně. Výpočet koeficientů tlumení je uveden a detailněji popsán v kapitole 12.1.

12.5 Vytvoření rovinného modelu pro generování samohlásek nahlas

12.5.1 Vytvoření 2D konečnoprvkové sítě tkáně hlasivek, vokálního traktu a průdušnice

Konečnoprvkový výpočtový model byl vytvořen v APDL kódu v klasickém prostředí komerčního výpočtového programu ANSYS 15.0 a jeho dřívějších verzích [8]. Pro MKP model čtyřvrstvé hlasivkové tkáně obsahující epitel, slizniční vazivo, ligament a sval, který je zobrazen na Obr. 12.5a byl použit rovinný strukturální prvek PLANE182, který se vyznačuje dvěma stupni volnosti v každém svém uzlu. Výpočtový model se skládá z celkem 5350 lineárních tříuzlových a čtyřuzlových strukturálních prvků. Hustota sítě jednotlivých vrstev je volena takovým způsobem, aby model dostatečně vystihoval pohyb hlasivek v jednotlivých fázích fonačního cyklu a šíření slizniční vlny na povrchu hlasivek. V povrchové vrstvě hlasivek (epitelu) je nastaveno minimálně 5 prvků po tloušťce. V povrchové a podpovrchové vrstvě (superficial lamina propria) je rovněž nastavena rovnoměrná hustota sítě z důvodu zabránění hroucení sítě v důsledku velkých posuvů jednotlivých uzlů v průběhu výpočtu. Pro fluidní část MKP modelu bylo použito celkem 9200 lineárních čtyřuzlových fluidních prvků FLUID141. Tento model akustických prostorů průdušnice (v dolní části) a vokálního traktu (v horní části), nastaveného pro vyslovení české samohlásky [a:] je zobrazen na Obr. 12.5b. Detail konečnoprvkové sítě kompletního MKP modelu hlasivkové tkáně společně s částí vokálního traktu v okolí hlasivek je uveden na Obr. 12.5c. Na Obr. 12.5 jsou zároveň uvedeny základní rozměry MKP modelu. Na povrchu hlasivek byly vytvořeny vrstvy kontaktních ploch pomocí prvků TARGE169 a CONTA 172.

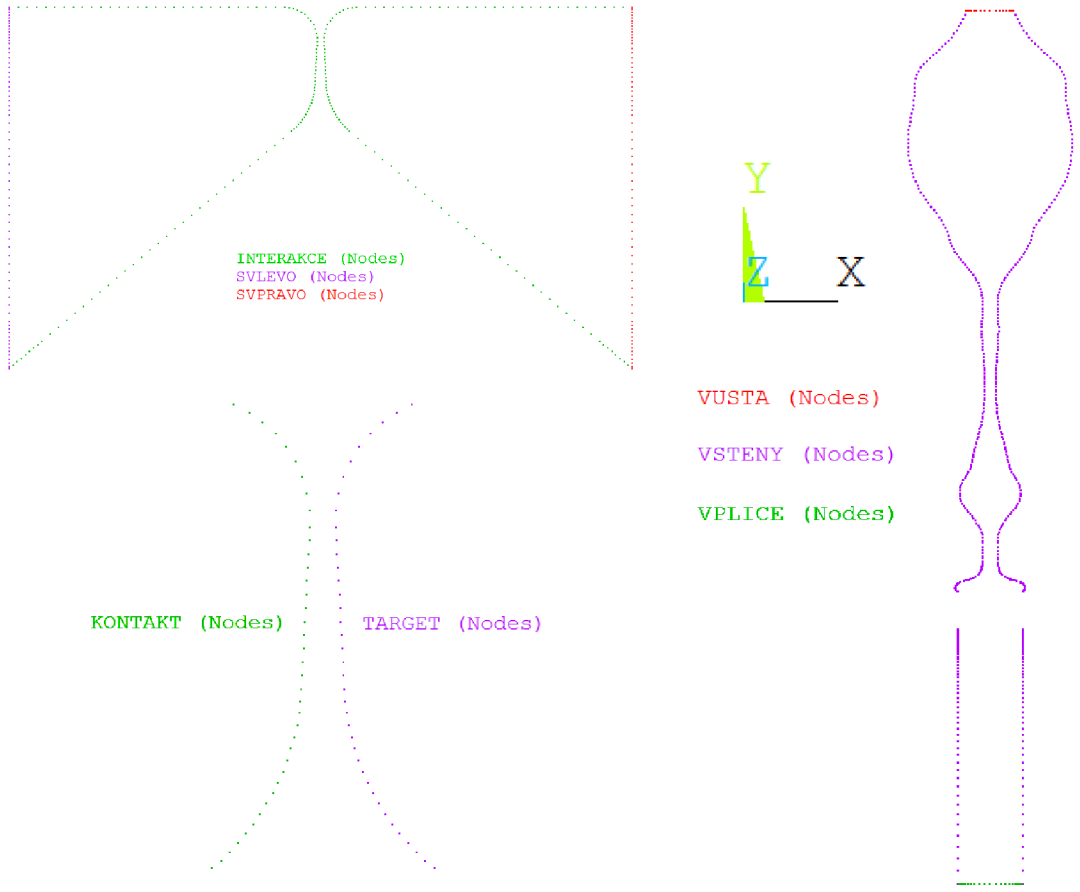


a) b) c)

Obr. 12.5 a) Čtyřvrstvý MKP model hlasivkové tkáně b) MKP model akustického prostoru průdušnice a vokálního traktu pro samohlásku [a:] c) detail kompletního konečnoprvkového modelu hlasivek s částí vokálního traktu v jejich okolí (uvedené rozměry jsou v milimetrech)

12.5.2 Zadání okrajových podmínek přes komponenty

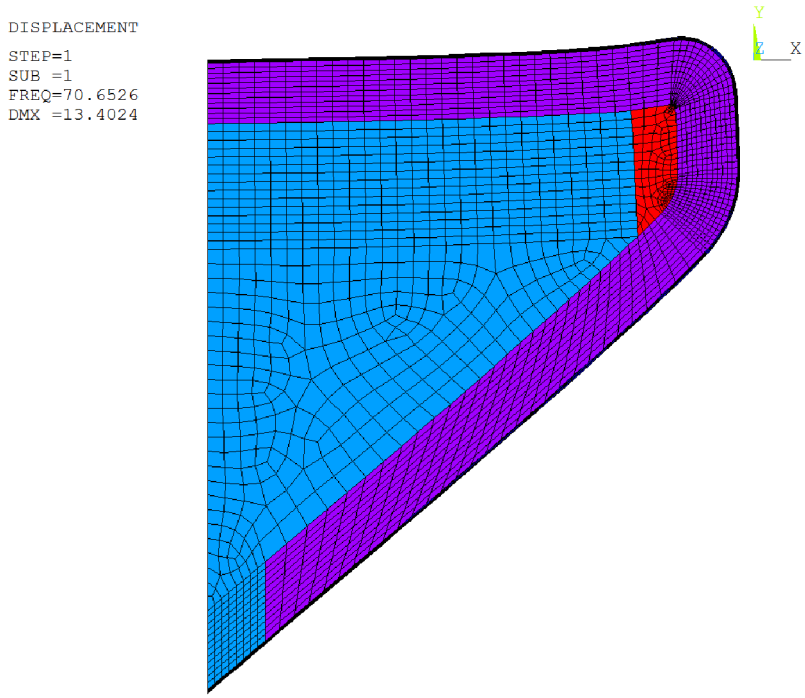
Komponentou se rozumí skupina entit (uzlů, elementu atd.). Používání vytvořených komponent usnadňuje práci při zadávání okrajových podmínek pomocí programovacího jazyka APDL. Vybrané komponenty jsou zobrazeny na Obr. 12.6. Na komponentách SVLEVO a SVPRAVO se na začátku výpočtu předepisují deformační posuvy ve směru x, které přiblíží hlasivky do kontaktu. Při výpočtu proudění tekutiny jsou na komponentě VSTENY, která představuje stěny vokálního traktu a průdušnice a komponentě INTERAKCE představující stěny hlasivek zadány nulové rychlosti ve směrech os x a y. Na komponentě VPLICE, která představuje výstup průdušnice do plic je zadávána rychlost ve směru y po malých přírůstcích během jednotlivých časových kroků tak, aby po padesáti časových krocích dosáhla požadovanou hodnotu a následně je už konstantní. Na komponentě VUSTA představující výstup z vokálního traktu do okolního prostoru je zadána podmínka nulového tlaku. Během interakce struktury a tekutiny je povrch hlasivek zatížen tlakem vzduchu a síť vzduchu se deformuje podle pohybu hlasivek. Při uzavírání hlasivek je na komponentách KONTAKT a TARGET kontrolována minimální mezera mezi čely hlasivek. A jestliže překročí vzdálenost odpovídajících uzlů sítě minimální definovanou hodnotu (použito 0,15 mm), tak síť vzduchu není mezi těmito uzly dále deformována a během výpočtu proudění je do těchto uzlů sítě předepsána nulová rychlost proudění. Během interakce struktury a tekutiny je povrch hlasivek zatížen tlakem vzduchu a síť vzduchu se deformuje podle pohybu hlasivek. Pro přemapování veličin proudění mezi sítí v předchozím časovém kroku a deformovanou sítí v následujícím kroku je využita metoda ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian) implementovaná v ANSYSu.



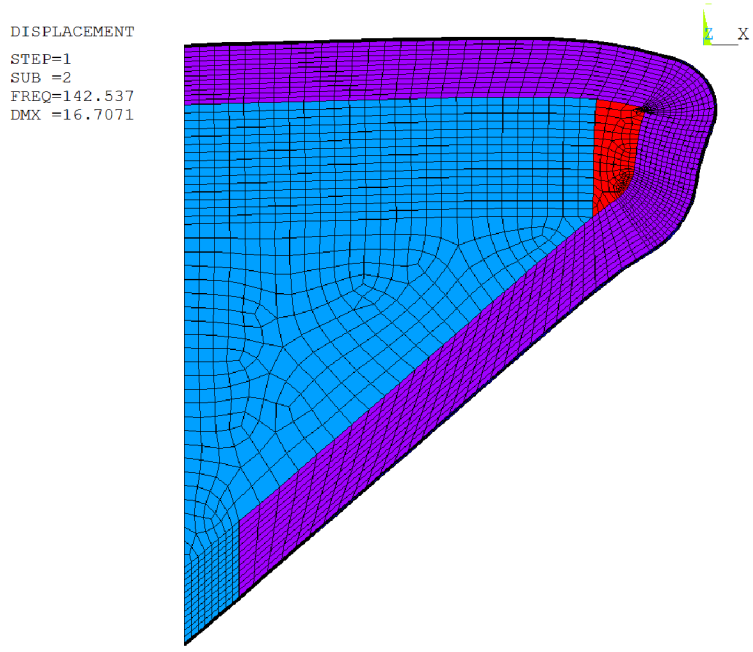
Obr. 12.6 Komponenty pro zadávání okrajových podmínek na rovinném modelu

12.6 Modální analýza struktury hlasivek pro rovinný model

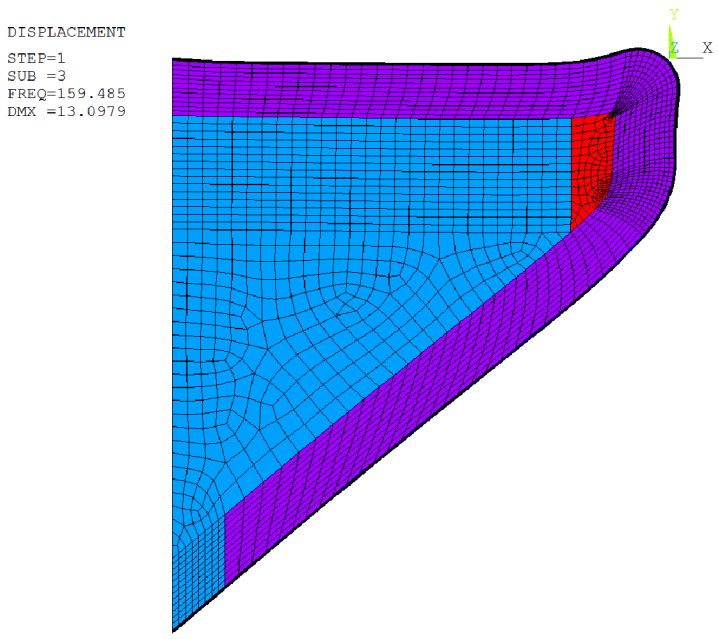
Pro modální analýzu rovinného modelu struktury hlasivek byl použit model jedné, v tomto případě levé hlasivky. Pro výpočet byla předepsána okrajová podmínka vetknutí na levé straně modelu na komponentě SVLEVO viz Obr. 12.6. Na Obr. 12.7 až Obr. 12.10 jsou zobrazeny první čtyři vlastní tvary kmitů struktury hlasivky s uvedením hodnot vlastních frekvencí.



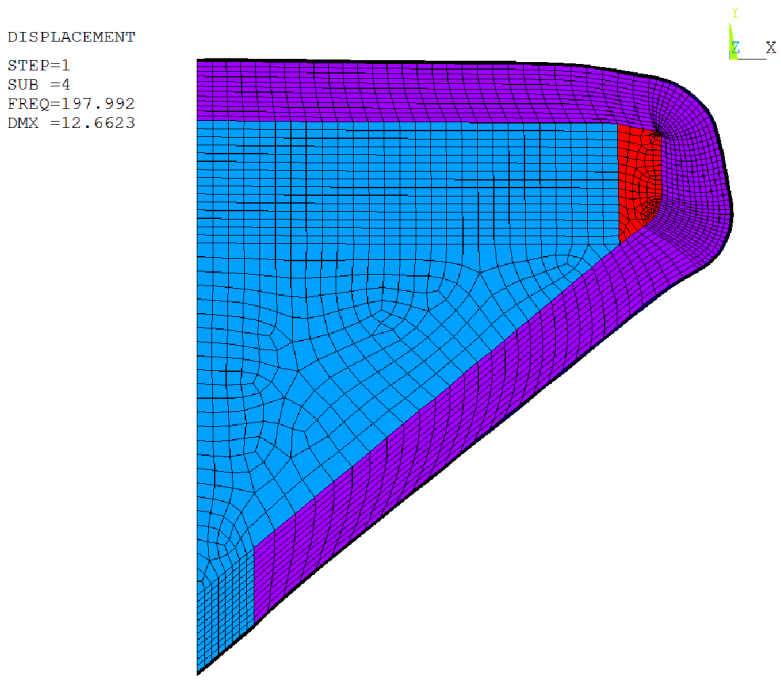
Obr. 12.7 První vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 70,6526 Hz



Obr. 12.8 Druhý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 142,537 Hz



Obr. 12.9 Třetí vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 159,485 Hz



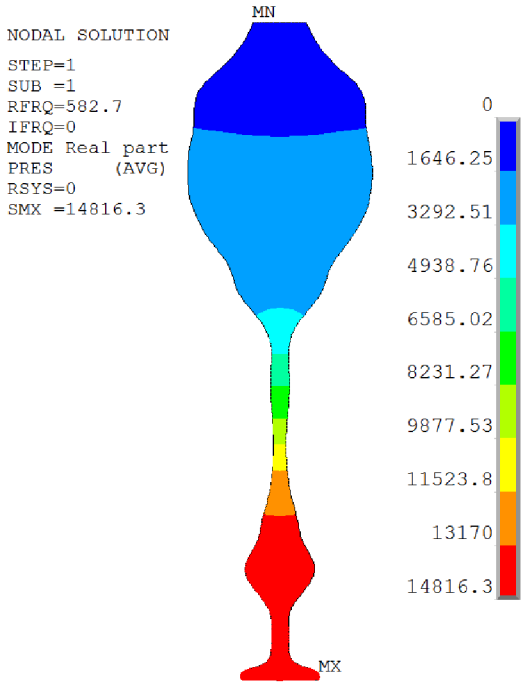
Obr. 12.10 Čtvrtý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 197,992 Hz

12.7 Modální analýza vokálního traktu pro rovinný model

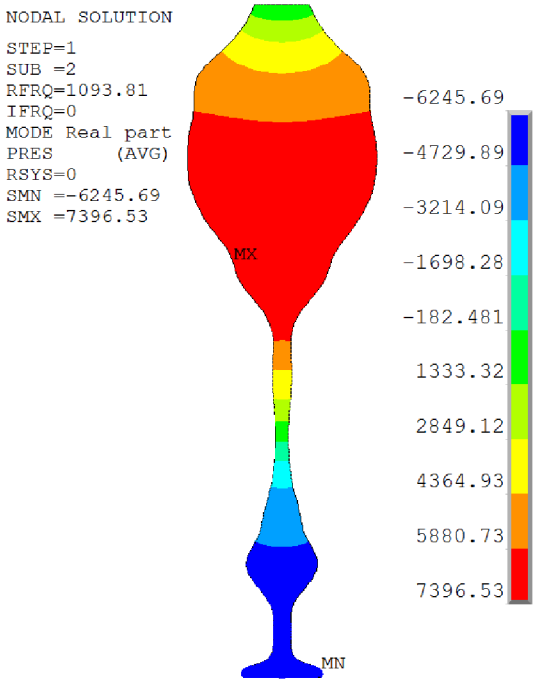
V této kapitole je provedena modální analýza rovinného modelu nadhlasivkové části akustického prostředí vokálního traktu. Pro výpočet byla předepsána okrajová podmínka nulové hodnoty tlaku na komponentě VUSTA, viz Obr. 12.6. Pro řešení modální analýzy je potřeba zaměnit elementy z fluidních prvků pro řešení proudění tekutiny FLUID141 na akustický prvek FLUID29 pro řešení vlnové rovnice rozložení akustického tlaku [8]. Na Obr. 12.11 až Obr. 12.18 je zobrazeno prvních osm vlastních tvarů rozložení akustických tlaků ve vokálním traktu s hodnotami vlastních frekvencí pro tyto tvary. Tyto hodnoty frekvencí definují tzv. formanty dané samohlásky, na kterou je vokální trakt nastaven (v tomto případě se jedná o českou samohlásku [A:]). Pro srozumitelnost dané samohlásky je rozhodující rozložení prvních tří vlastních frekvencí vokálního traktu. Rozsahy prvních tří formantů pro jednotlivé české samohlásky získané měřením na skupině pacientů [68] je uvedeno v Tab. 12.2. Při porovnání s vypočtenými hodnotami formantů je pouze první vypočítaný formant o něco nižší než v literatuře udávaný rozsah, což může být způsobeno lehce odlišným nastavením vokálního traktu při pořizování snímků z MRI.

Tab. 12.2 Rozsah prvních tří formantů pro jednotlivé české samohlásky [68]

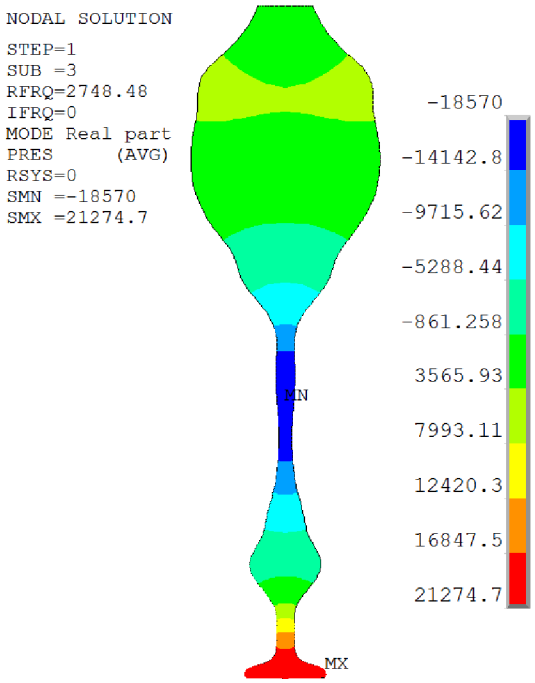
Samohlásky	Frekvenční rozsah prvních třech formantů [Hz]		
	F1	F2	F3
[A:]	700-1100	1100-1500	2500-3000
[E:]	480-700	1560-2100	2500-3000
[I:]	300-500	2000-2800	2600-3500
[O:]	500-700	850-1200	2500-3000
[U:]	300-500	600-1000	2400-2900



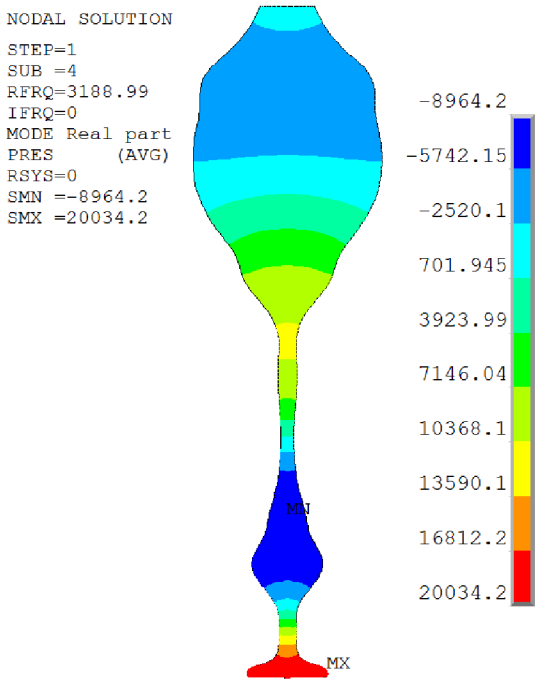
Obr. 12.11 První vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro první vlastní frekvenci vokálního traktu 582,70 Hz



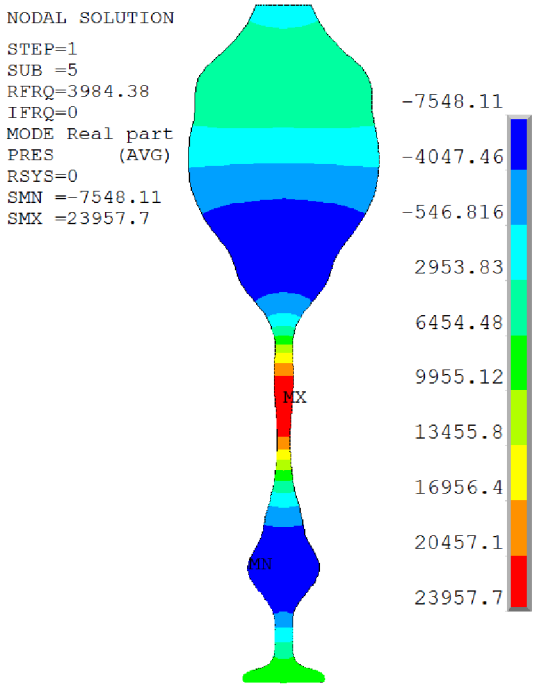
Obr. 12.12 Druhý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro druhou vlastní frekvenci vokálního traktu 1093,81 Hz



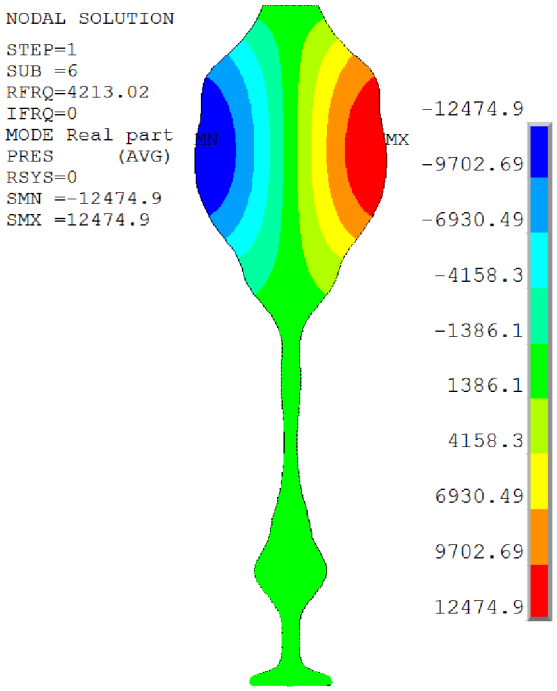
Obr. 12.13 Třetí vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro třetí vlastní frekvenci vokálního traktu 2748,48 Hz



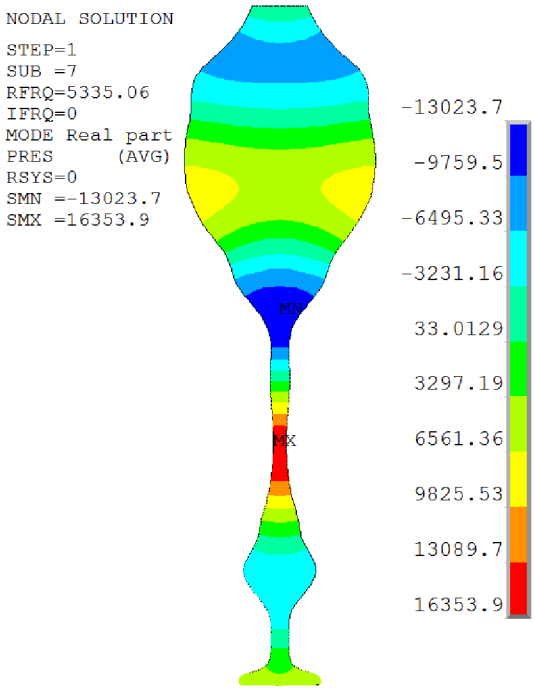
Obr. 12.14 Čtvrtý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro čtvrtou vlastní frekvenci vokálního traktu 3188,99 Hz



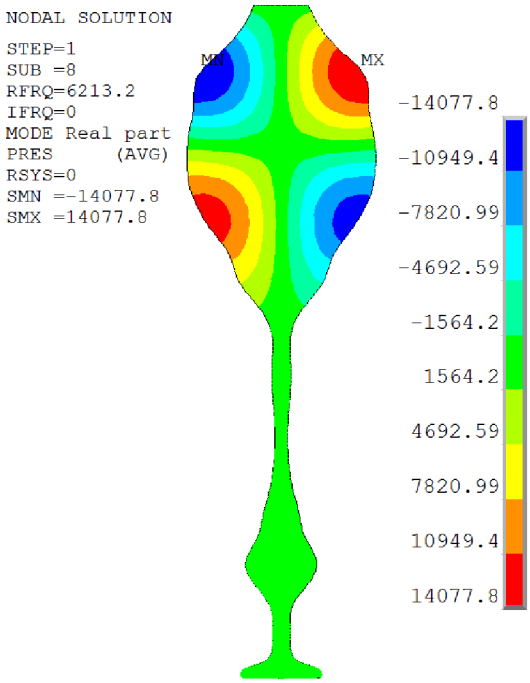
Obr. 12.15 Pátý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro pátou vlastní frekvenci vokálního traktu 3984,38 Hz



Obr. 12.16 Šestý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro šestou vlastní frekvenci vokálního traktu 4213,02 Hz (první příčný tvar)



Obr. 12.17 Sedmý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro sedmou vlastní frekvenci vokálního traktu 5335,06 Hz



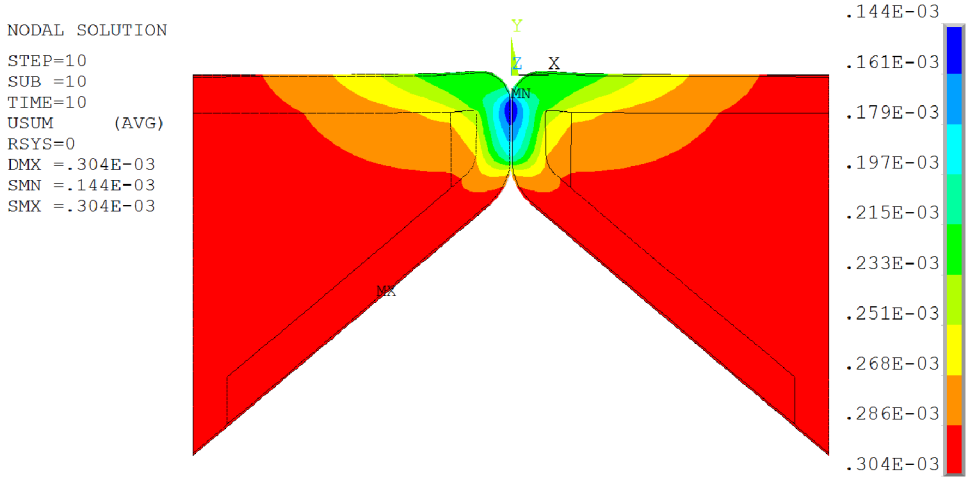
Obr. 12.18 Osmý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro osmou vlastní frekvenci vokálního traktu 6213,20 Hz (druhý příčný tvar)

Z výsledků modální analýzy vokálního traktu můžeme pozorovat, že při šesté a osmé vlastní frekvenci se objevují příčné tvary kmitu, ostatní tvary kmitu jsou podélné.

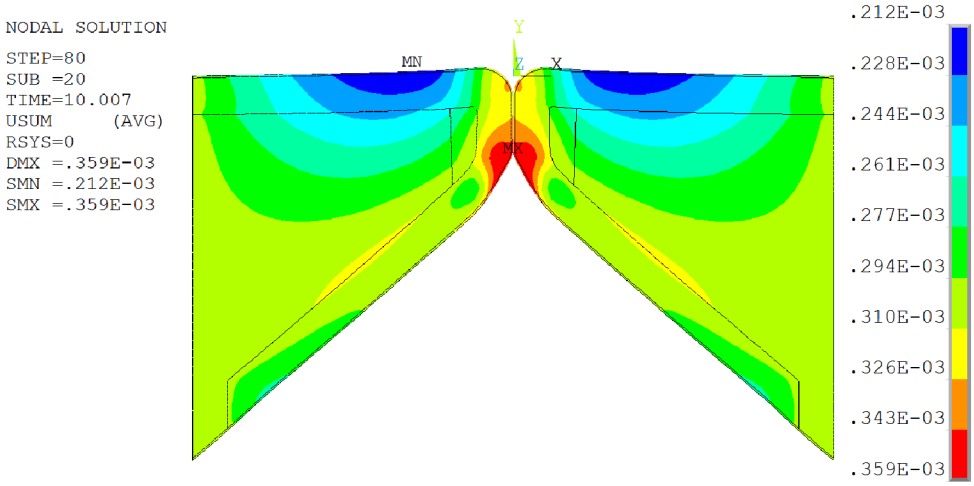
12.8 Vyhodnocení posuvů hlasivek v jednotlivých fázích cyklu

V následujících kapitolách budou uvedeny výsledky výpočtů interakce struktury a tekutiny.

Na začátku se hlasivky nastaví do fonačního postavení přitlačením do kontaktu (viz Obr. 12.19). Poté začíná samotný cyklus fonace. Pod hlasivkami narůstá subglotický tlak dodávaný z plic, který tlačí na dolní hranu hlasivek (viz Obr. 12.20).

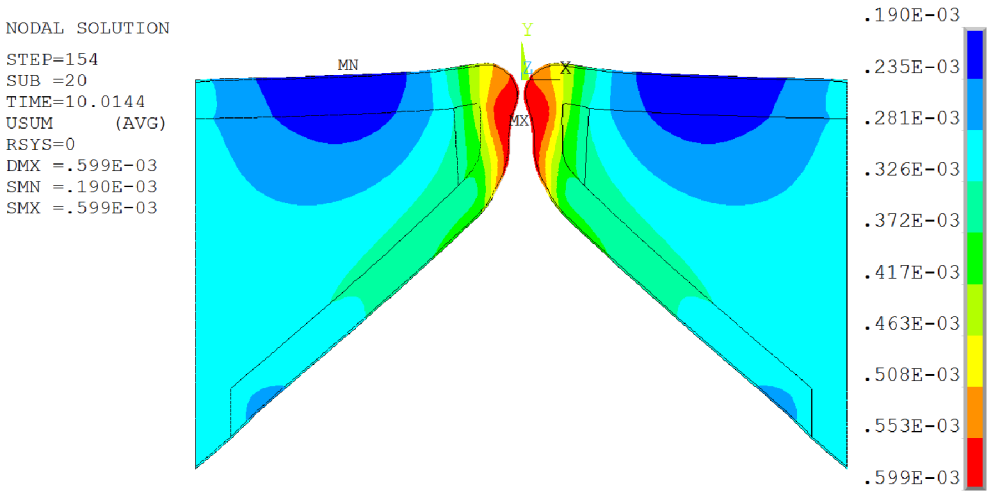


Obr. 12.19 Celkový posuv struktury hlasivek po jejich nastavení do fonačního postavení

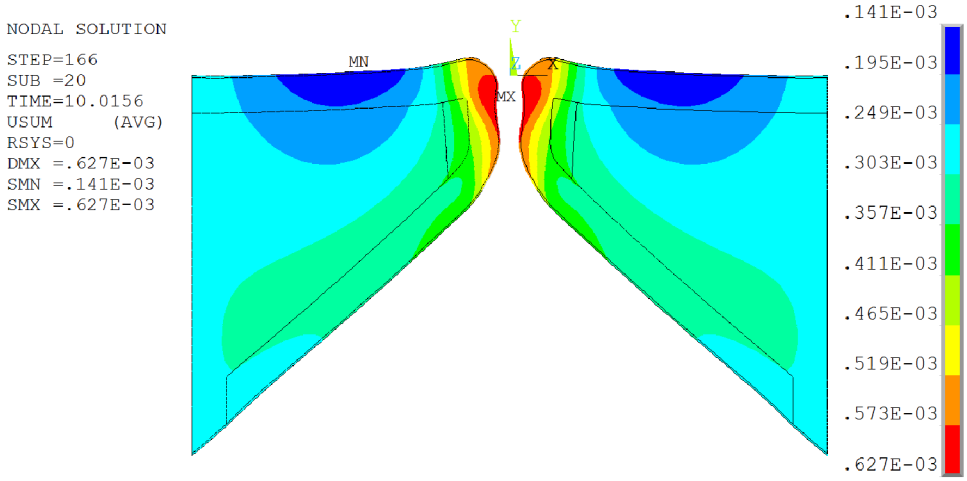


Obr. 12.20 Celkový posuv struktury hlasivek při vzrůstajícím subglotickém tlaku

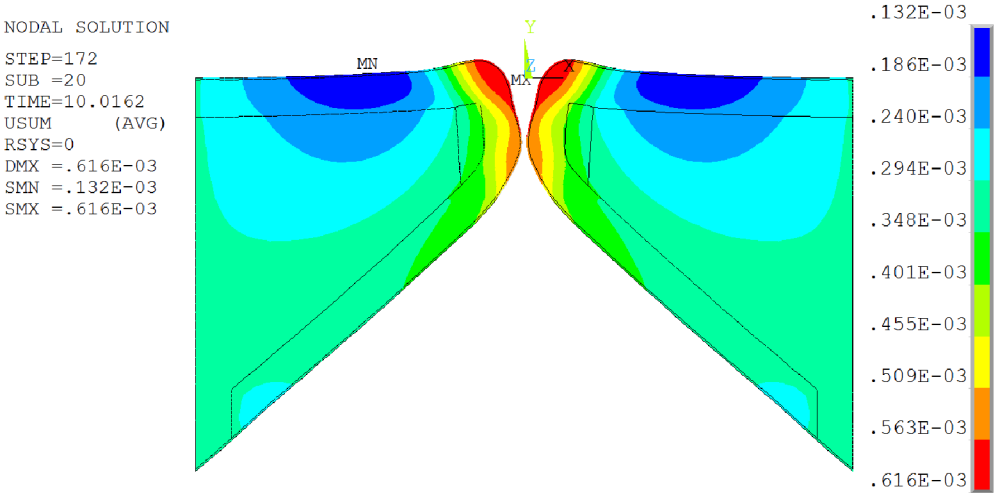
Při dostatečném nárůstu tohoto tlaku se začíná mezihlasivková mezera zespodu postupně rozevírat až do maximální fáze otevření (Obr. 12.22), kdy je mezihlasivková mezera největší. V průběhu pohybu hlasivek se mění jejich postavení z konvergentního (viz Obr. 12.21) na divergentní (viz Obr. 12.23). Hlasivky se také vlivem tlaku vzduchu posunou mírně nahoru oproti své výchozí poloze. V konečné fázi cyklu se hlasivky znovu odspodu uzavírají (Obr. 12.25) až do úplného uzavření (Obr. 12.26) a celý cyklus se následně opakuje z výchozí polohy (Obr. 12.24).



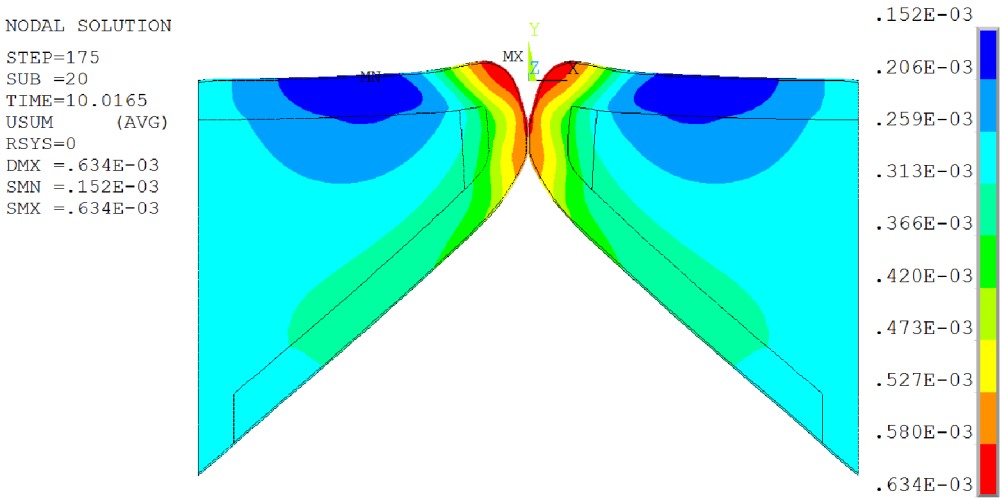
Obr. 12.21 Celkový posuv struktury hlasivek při konvergentním postavení hlasivek



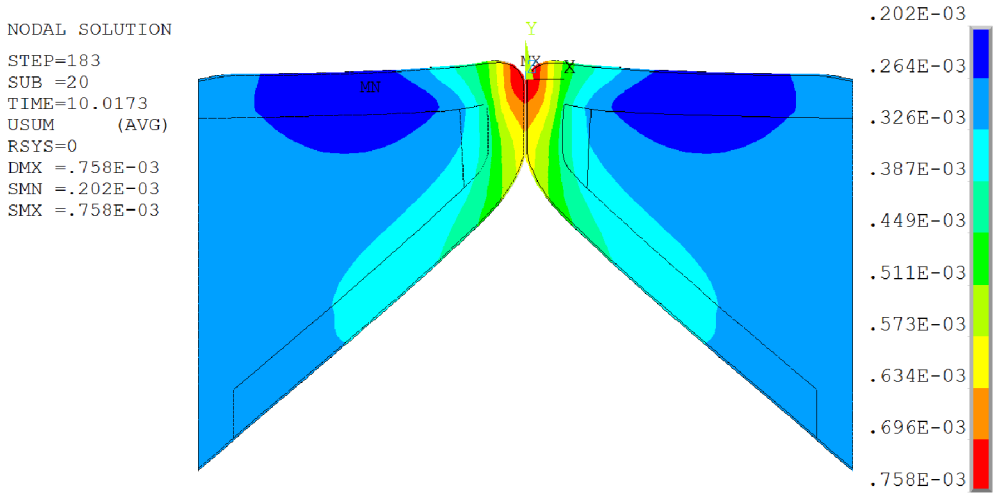
Obr. 12.22 Celkový posuv struktury hlasivek při maximálním otevření hlasivek



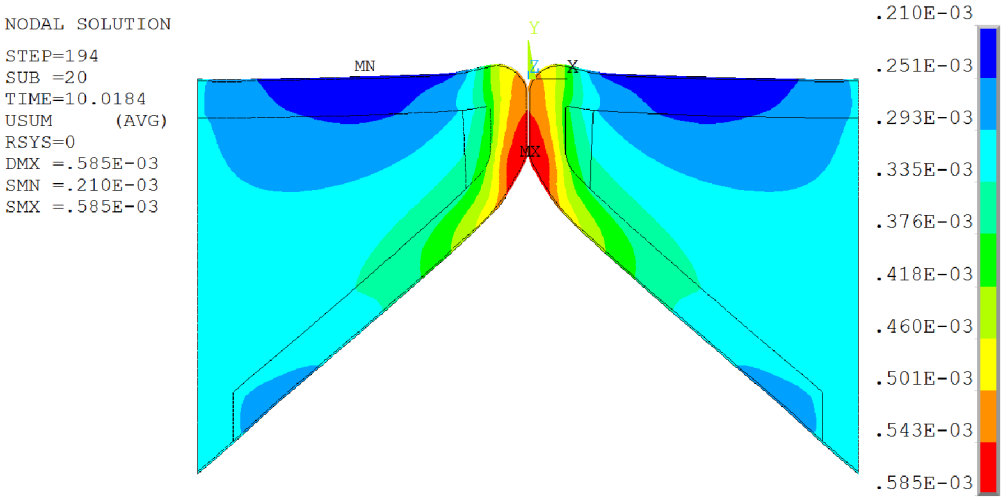
Obr. 12.23 Celkový posuv struktury hlasivek při divergentním postavení hlasivek



Obr. 12.25 Celkový posuv struktury hlasivek při fázi uzavírání mezihlasivkové mezery



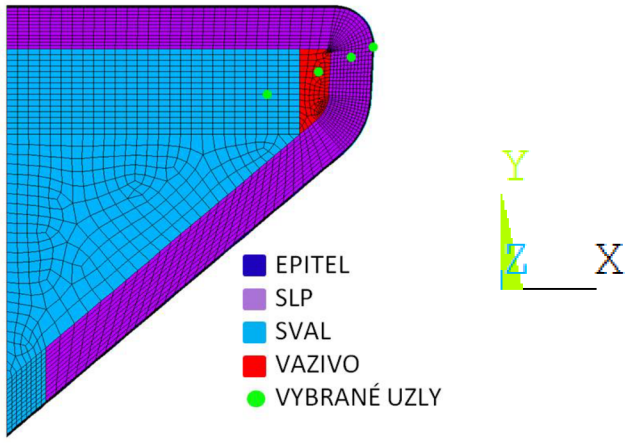
Obr. 12.26 Celkový posuv struktury hlasivek při uzavření mezihlasivkové mezery



Obr. 12.24 Celkový posuv struktury hlasivek před začátkem dalšího cyklu

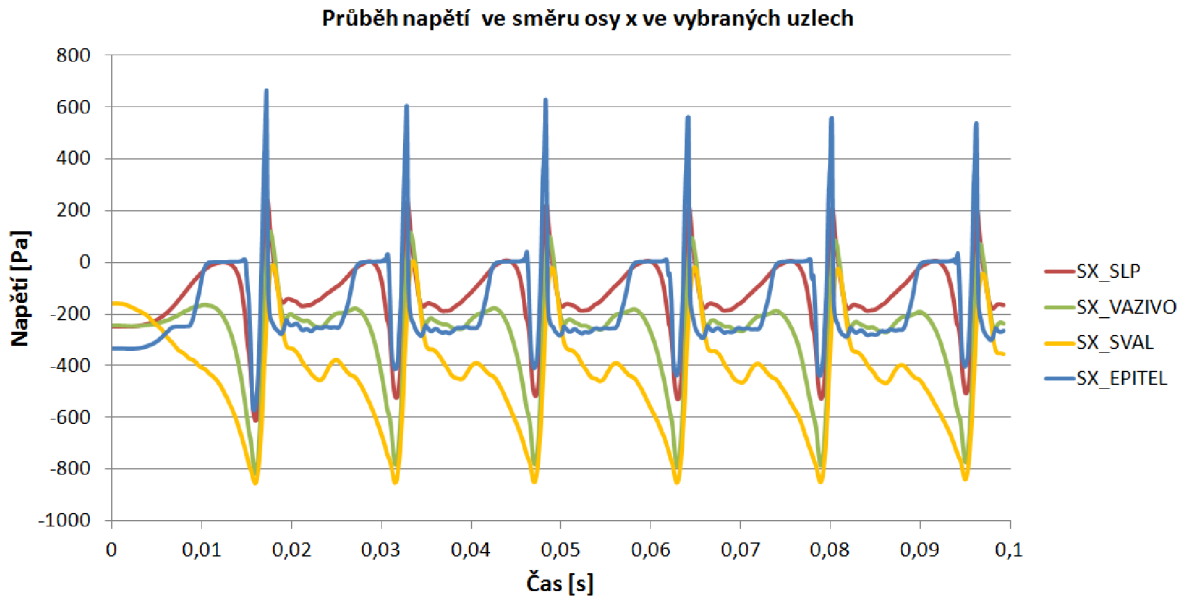
12.9 Napětí ve vybraných bodech jednotlivých vrstev struktury hlasivek

Pro vyhodnocení průběhu napětí v čase během fonace byly vybrány čtyři uzly sítě v jednotlivých vrstvách uvnitř struktury hlasivky vyznačené na Obr. 12.27. Byla vyhodnocována normálová napětí ve směru os x a y, smykové napětí v rovině xy a redukované napětí podle podmínky HMH.

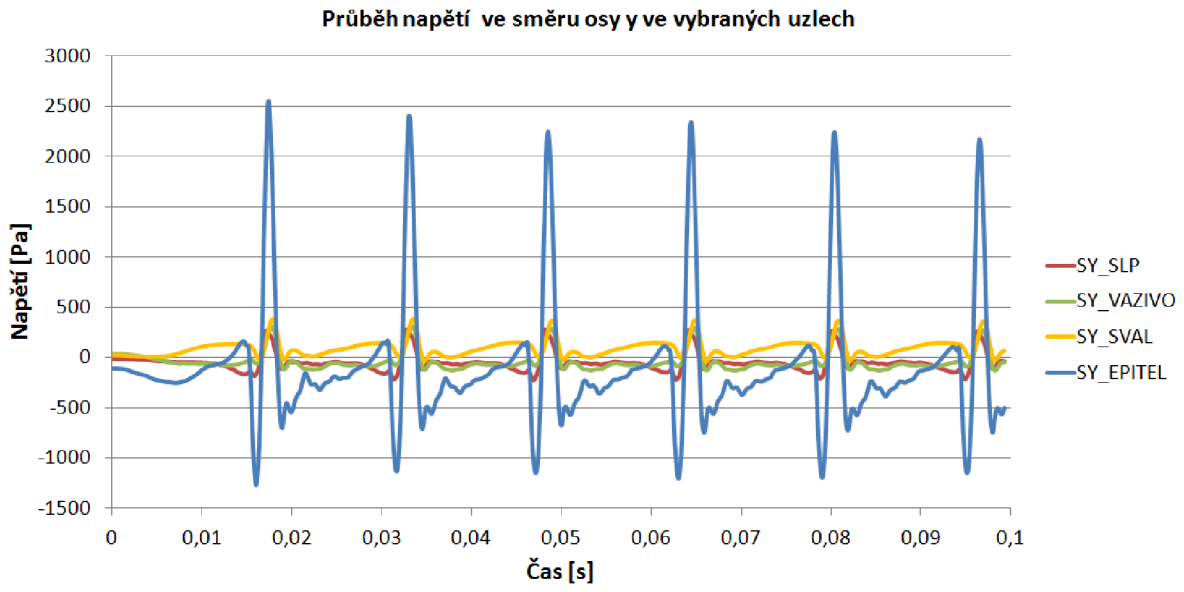


Obr. 12.27 Vybrané body v jednotlivých vrstvách struktury hlasivky

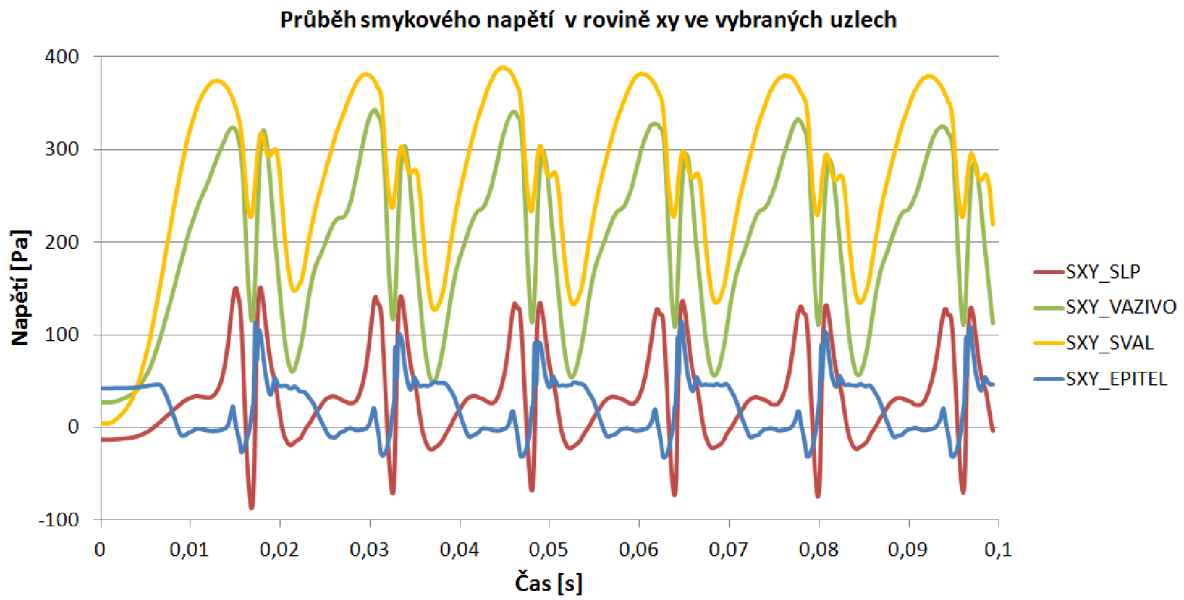
Na Obr. 12.28 až Obr. 12.31 jsou uvedeny průběhy jednotlivých složek napětí v čase pro všechny vrstvy hlasivky, na Obr. 12.32 až Obr. 12.35 jsou pak uvedeny průběhy všech složek napětí pro jedinou vrstvu hlasivky. Velikosti napětí v jednotlivých vrstvách hlasivek rozhodují o případném poškození struktury dané tkáně.



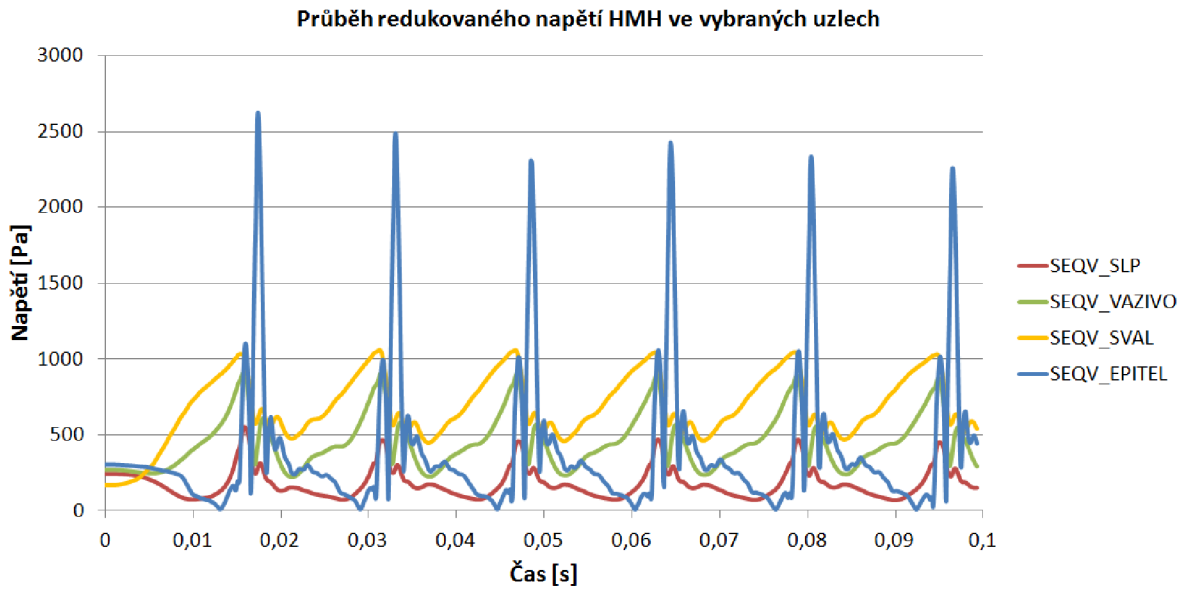
Obr. 12.28 Průběh napětí ve směru osy x ve vybraných uzlech jednotlivých vrstev hlasivek



Obr. 12.29 Průběh napětí ve směru osy y ve vybraných uzlech jednotlivých vrstev hlasivek

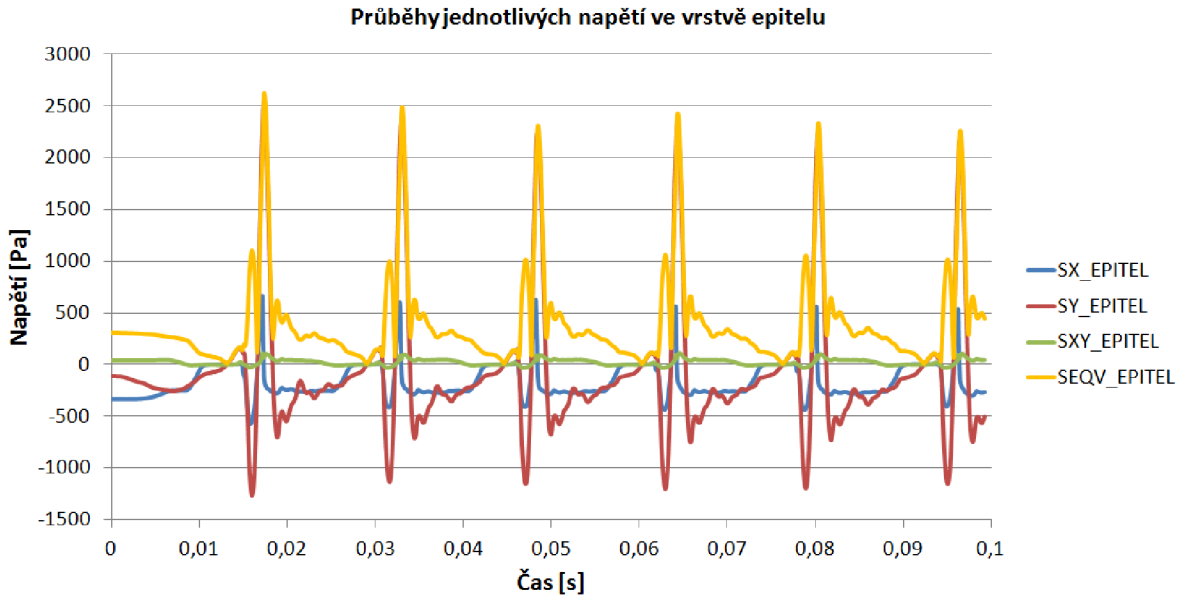


Obr. 12.30 Průběh smykového napětí v rovině xy ve vybraných uzlech jednotlivých vrstev hlasivek

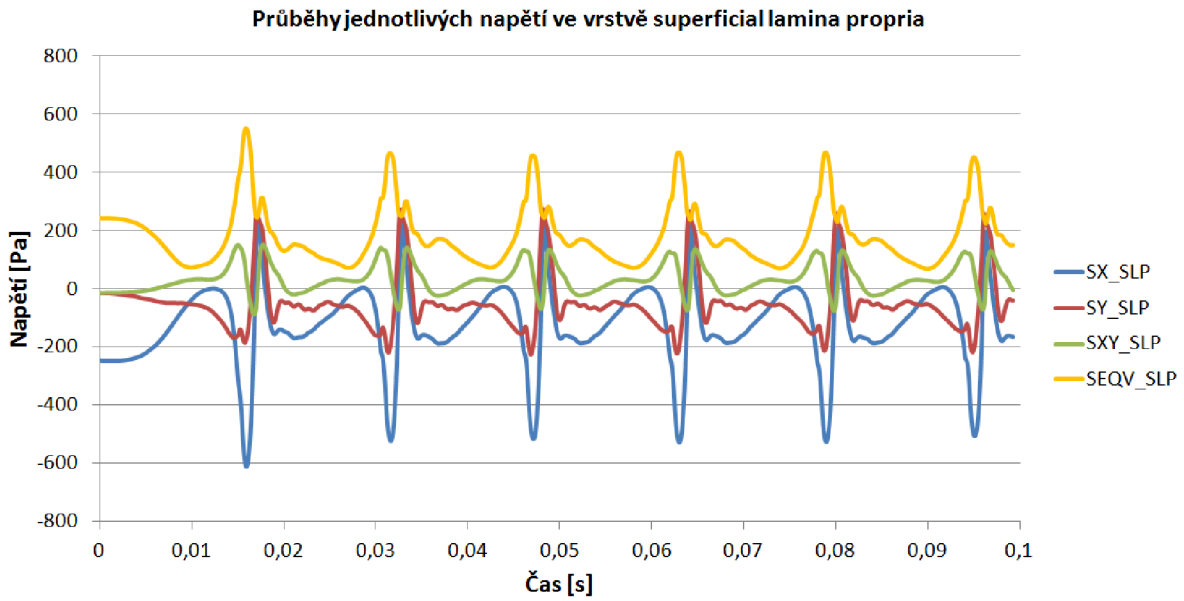


Obr. 12.31 Průběh redukovaného napětí HMH ve vybraných uzlech jednotlivých vrstev

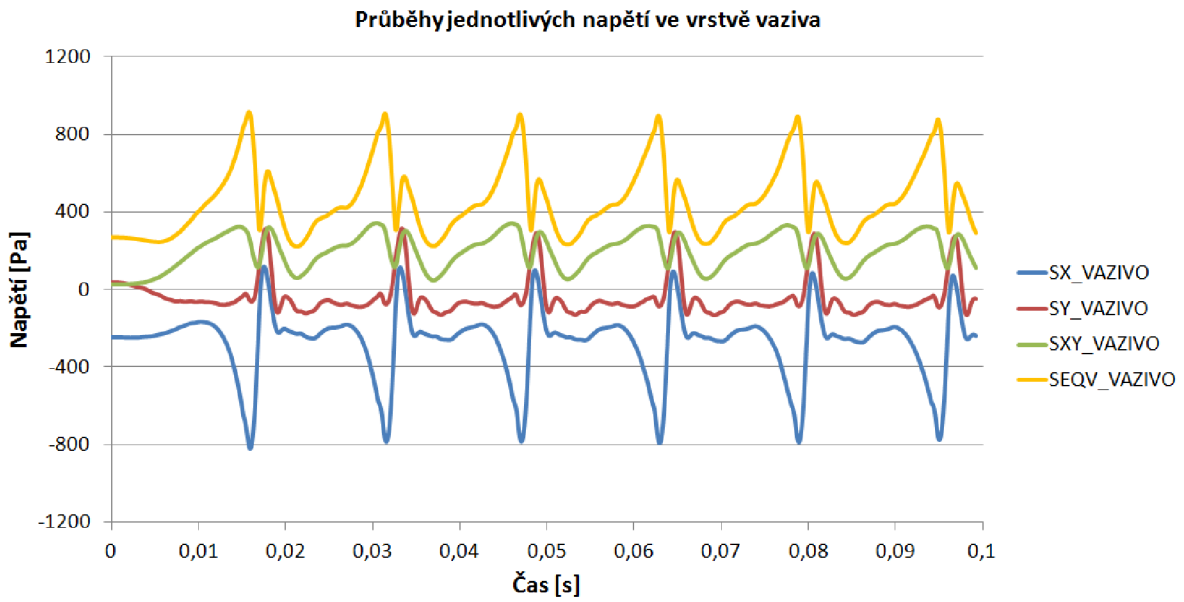
Z hlediska napětí ve směru osy x jsou průběhy ve všech vrstvách podobné, přičemž největší kladná amplituda 600 Pa se nachází ve vrstvě epitelu a největší záporná (-800 Pa) ve vrstvách svalu a vaziva. Napětí ve směru osy y je výrazně nejvyšší u vrstvy epitelu a jeho maxima dosahují hodnoty 2500 Pa. Největších smykových napětí v rovině xy je dosahováno pro vrstvu svalu (v maximech okolo 380 Pa). Z výsledků redukovaného napětí ve struktuře hlasivky podle podmínky HMH je opět největší napětí ve vrstvě epitelu, které dosahuje v maximech hodnot lehce nad 2500 Pa.



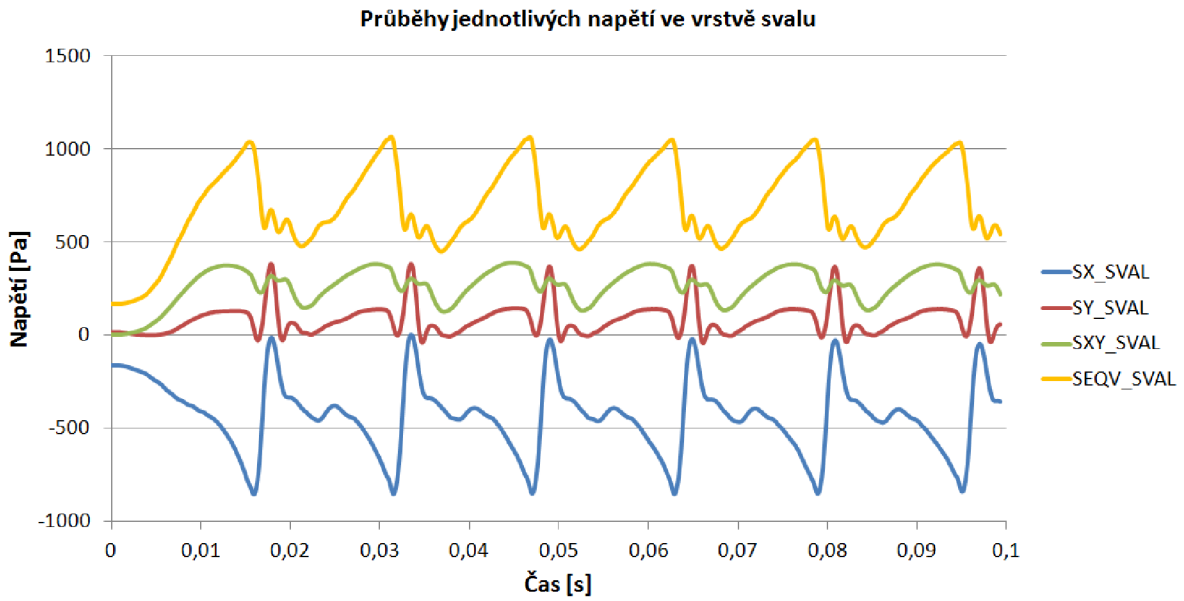
Obr. 12.32 Průběh jednotlivých složek napětí ve vrstvě epitelu



Obr. 12.33 Průběh jednotlivých složek napětí ve vrstvě SLP



Obr. 12.34 Průběh jednotlivých složek napětí ve vrstvě vaziva



Obr. 12.35 Průběh jednotlivých složek napětí ve vrstvě svalu

Z porovnání průběhů napětí v jednotlivých vrstvách je zřejmé, že největších hodnot napětí je dosahováno v povrchové vrstvě epitelu (v maximech až 2500 Pa), následují vrstvy svalu (1000 Pa), vaziva (900 Pa) a nakonec vrstva laminy proprii (450 Pa).

12.10 Porovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění pro rovinnou úlohu

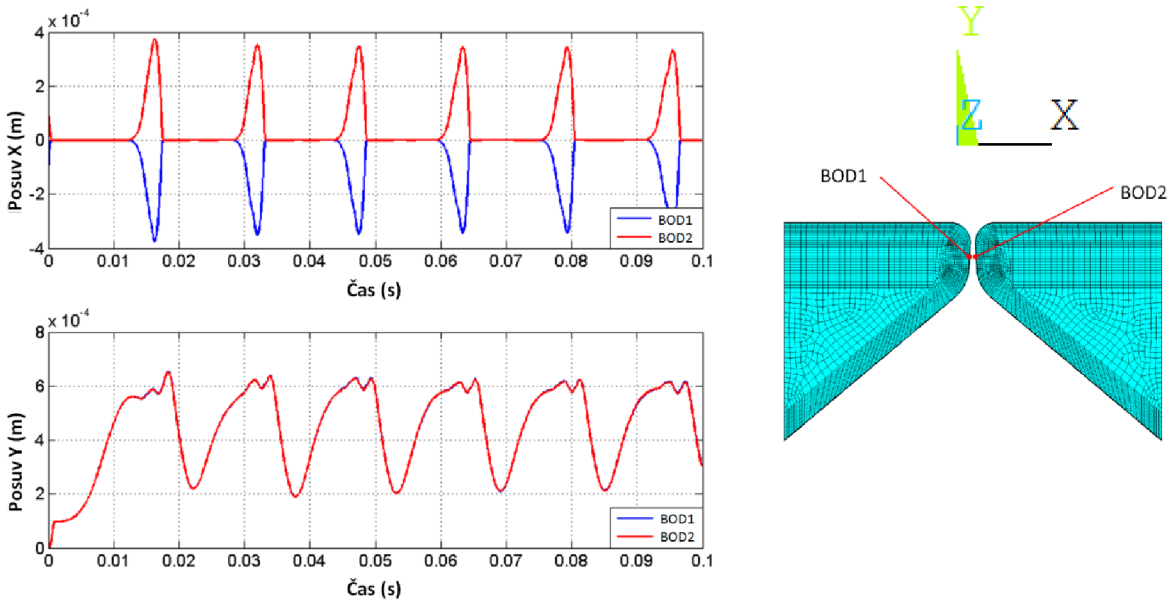
Cílem této kapitoly je srovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění vzduchu na stejném rovinném modelu kmitajících hlasivek při stejných okrajových podmínkách.

V nastavení prostředí APDL se jednotlivé modely liší v tom, že u stlačitelného modelu proudění byla zapnuta stlačitelnost média, zároveň byla uvažována proměnlivost hustoty a viskozity média a byl použit segregovaný algoritmus pro výpočet tlaku SIMPLEN (semi-implicit pressure linked equation).

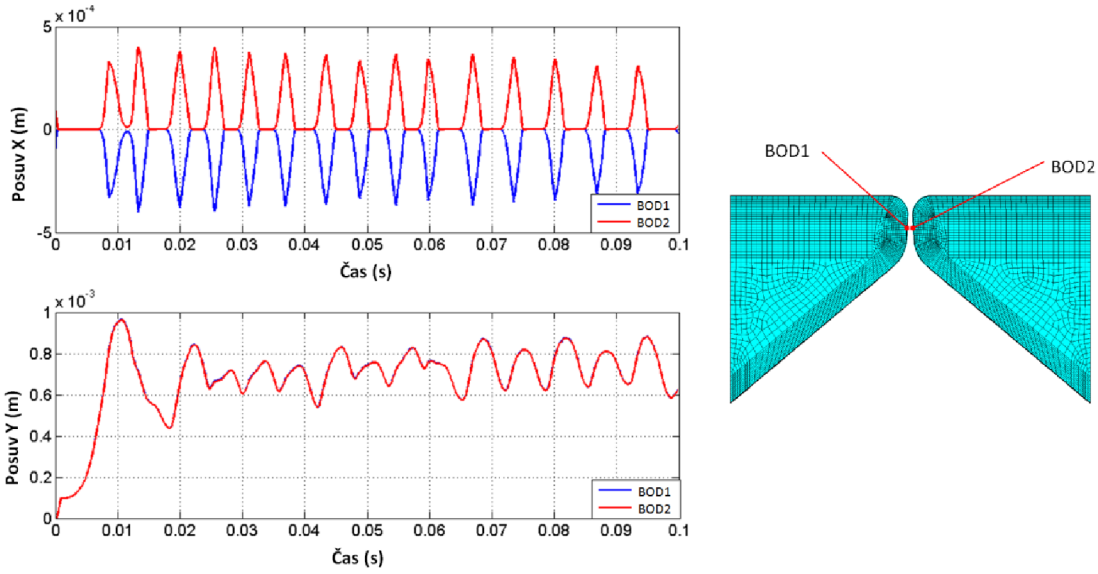
12.10.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek

Obr. 12.36 a Obr. 12.37 zobrazují posuvy ve směrech os x a y vybraných nodů na čelech levé a pravé hlasivky pro oba typy proudění. Na Obr. 12.36 jsou zobrazeny výsledky pro stlačitelný model proudění a je patrné, že zadaná konstantní rychlost na vstupu do modelů způsobí samobuzené kmitání hlasivek, které se ustálí po dvou až třech periodách přechodového režimu. U nestlačitelného proudění zobrazeného na Obr. 12.37 trvá fáze ustalování kmitání mnohem déle a pravidelných je až zhruba posledních pět period kmitů. Rovněž lze z výsledků vypozorovat, že při stlačitelném modelu je poměrně delší fáze uzavření hlasivek oproti fázi otevření. Amplitudy posuvů jsou u obou modelů proudění srovnatelné. Z výsledků pro rovinný model je už na první pohled patrné, že při stlačitelném proudění, kdy za zkoumaný čas proběhne 6 period kmitání, hlasivky kmitají s daleko menší frekvencí

(zhruba 68 Hz) než při nestlačitelném proudění (151 Hz), kdy za daný časový úsek proběhne 15 period kmitání. Vyšší základní frekvence pro nestlačitelné proudění je způsobena nárůstem tuhosti kmitajícího systému struktura tekutina vlivem nestlačitelných vlastností vzduchu.

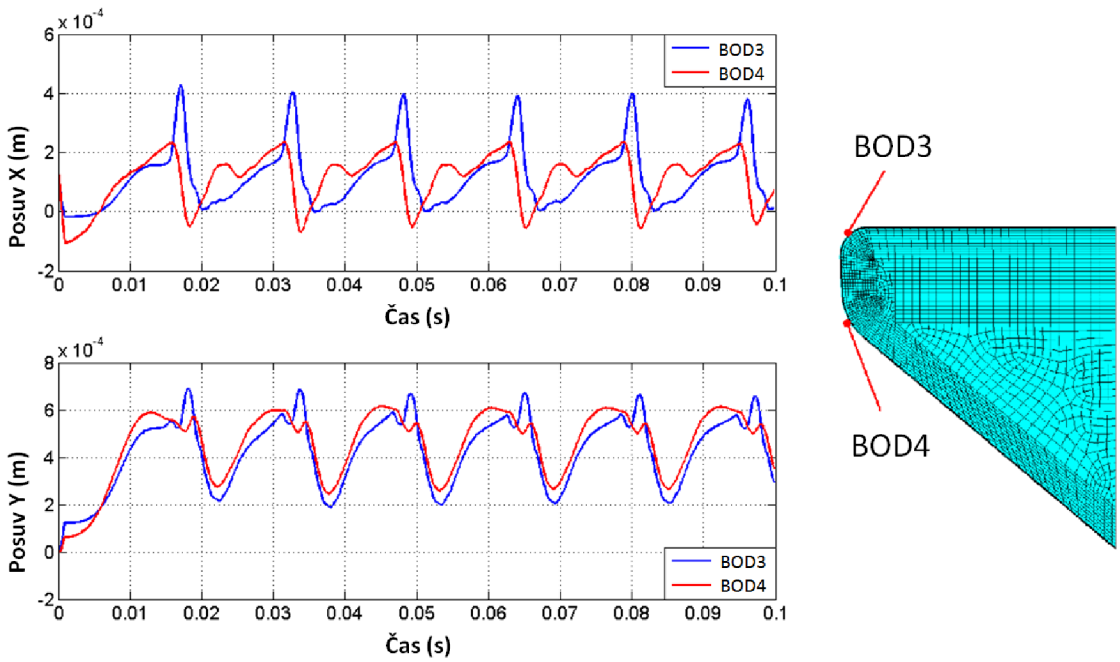


Obr. 12.36 Vypočítané posuvy ve směrech x a y ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění



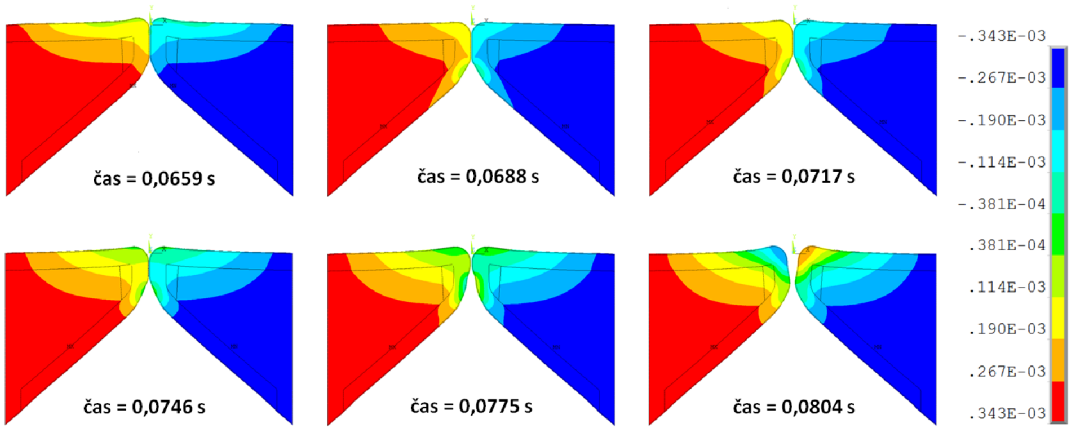
Obr. 12.37 Vypočítané posuvy ve směrech x a y ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro nestlačitelný model proudění

Na Obr. 12.38 jsou zobrazeny posuvy ve směrech os x a y ve vybraných bodech v horní a spodní části vnějšího povrchu pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění. Z výsledků můžeme pozorovat časové zpoždění horního uzlu vůči spodnímu uzlu korespondující se vznikem slizniční vlny na povrchu hlasivek.



Obr. 12.38 Vypočítané posuvy ve směrech x a y ve dvou vybraných bodech na povrchu pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

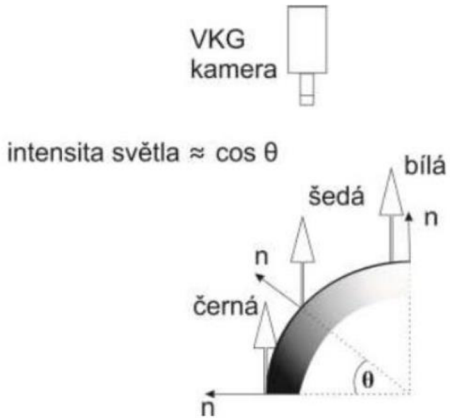
Vypočtené posuvy struktury tkáně hlasivek ve směru osy x v šesti časových krocích během jedné vybrané periody kmitání jsou zobrazeny na Obr. 12.39. Z výsledků můžeme pozorovat postupné otevírání hlasivek ze spodní strany a následnou změnu tvaru z konvergentního do divergentního postavení pozorovaného i u skutečných lidských hlasivek.



Obr. 12.39 Vypočtené posuvy struktury tkáně hlasivek ve směru osy x v šesti časových krocích během jedné vybrané periody kmitání (čas t = 0,0659 až 0,0804 s)

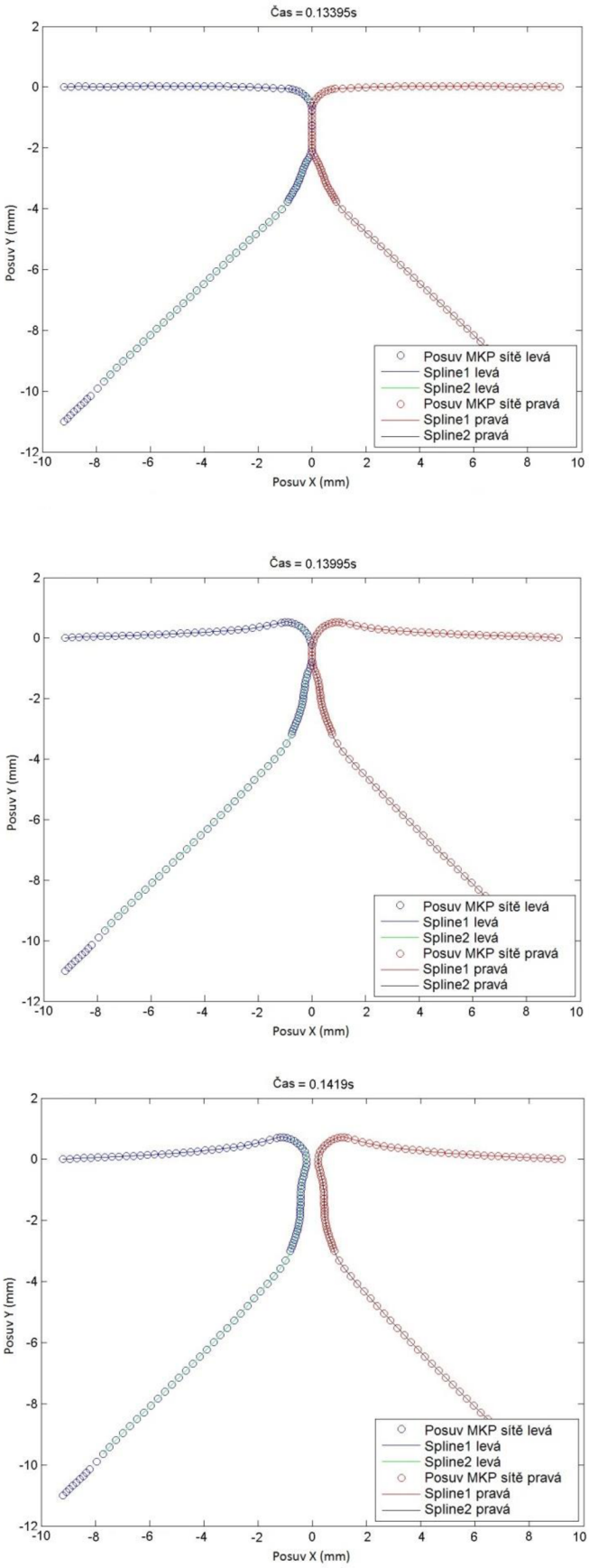
12.10.2 Vytvoření videokymogramů z výsledků výpočtového modelování

Pro vytváření videokymogramů z výsledků MKP modelu byl v Matlabu vytvořen program vycházející z algoritmů poskytnutých autorem metody videokymografie dr. Švecem z UP v Olomouci. Do algoritmu vstupují data z výsledků výpočtového modelování. Vstupními parametry jsou posuvy a počáteční poloha uzlů sítě, které leží na hranici hlasivek. Polohy uzlů sítě výpočtového modelu jsou pro dosažení lepšího prostorového rozlišení interpolovány pomocí splajnů na bázi Hermitových polynomů s rozlišením 0,00001 m. Souřadnice polohy splajnů jsou zapsány jako vektory představující vstupní údaje do části algoritmu zpracovávající výsledný obraz. Zpracování je založeno na principu dopadajícího paprsku světla na hranici hlasivek. V bodech dopadu paprsku jsou určeny normály vůči křivce reprezentující obrys hlasivek, viz Obr. 12.40. Na základě velikosti úhlu této normály přiřazuje algoritmus danému bodu určitý stupeň šedé barvy. Každému bodu křivky obrysu hlasivek se takto přiřazuje barva a vzniká jeden řádek kymogramu. V dalších časových krocích se výchozí poloha mění o příslušné posuvy uzlů hranice hlasivky. Nové polohy uzlů jsou opět interpolovány polynomem a je znovu aplikován algoritmus pro vytvoření dalšího řádku videokymogramu. Zobrazení splajnů v jednotlivých fázích během jednoho cyklu jsou zobrazeny na Obr. 12.41 a Obr. 12.42.

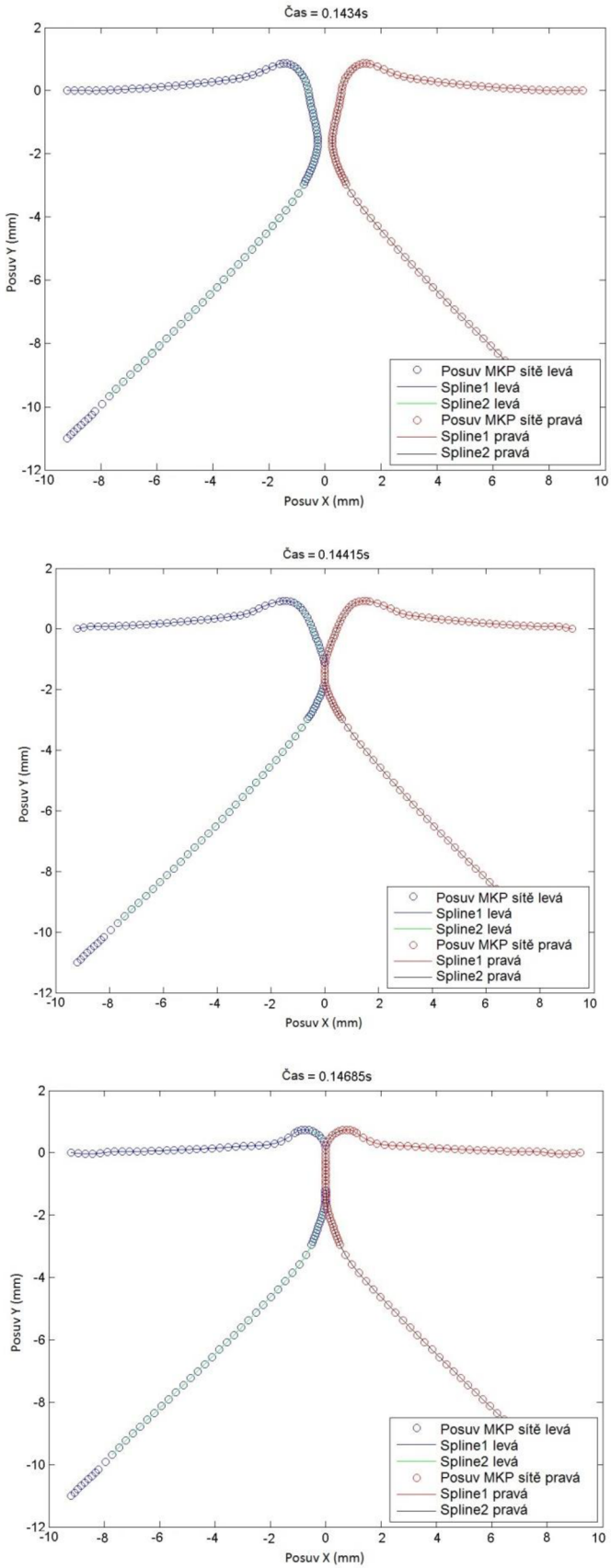


Obr. 12.40 Princip dopadajícího paprsku světla, upraveno podle [37]

Na Obr. 12.41 nahoře je zobrazena poloha hlasivek v počáteční fázi cyklu, kdy jsou hlasivky zavřené. Na Obr. 12.41 uprostřed je zřetelný nárůst tlaku v oblasti pod hlasivkami a pozvolné otevírání mezihlasivkové mezery. Na Obr. 12.41 dole je zobrazen okamžik, kdy dochází ke kompletnímu otevření mezihlasivkové mezery a výtrysku proudu do vokálního traktu. Obr. 12.42 nahoře zobrazuje převrácení konvergentního postavení hlasivek do divergentního a postupné uzavírání mezihlasivkové mezery ze spodní strany (viz Obr. 12.42 uprostřed). V poslední fázi cyklu (Obr. 12.42 dole) se přitlačí do kontaktu i horní část hlasivek.

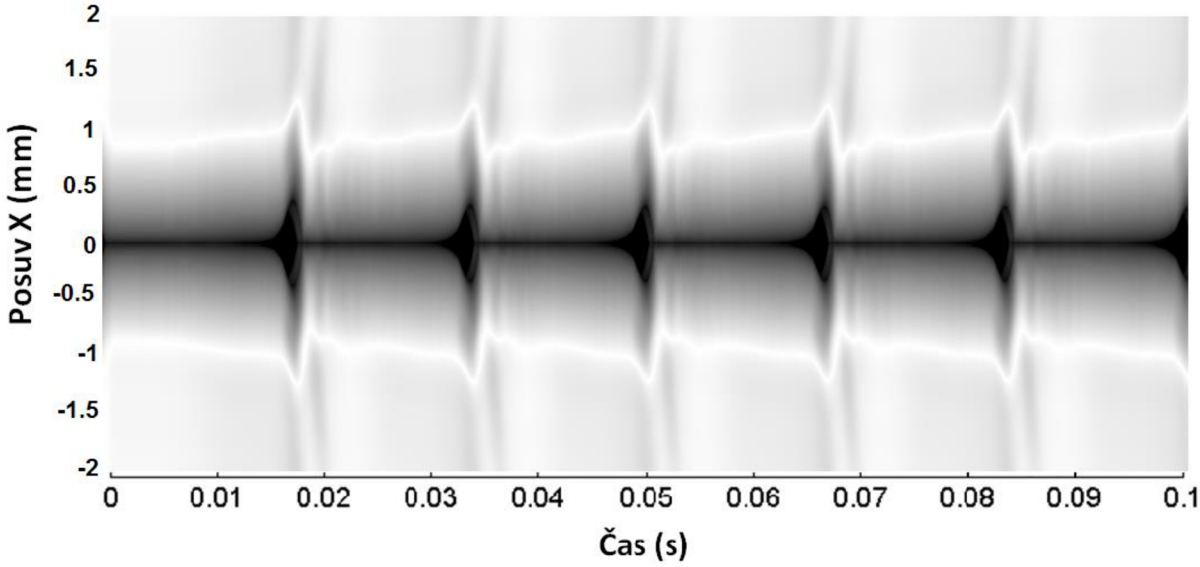


Obr. 12.41 Proložení vypočtených poloh uzlů MKP modelu splajny v jednotlivých fázích cyklu kmitání hlasivek

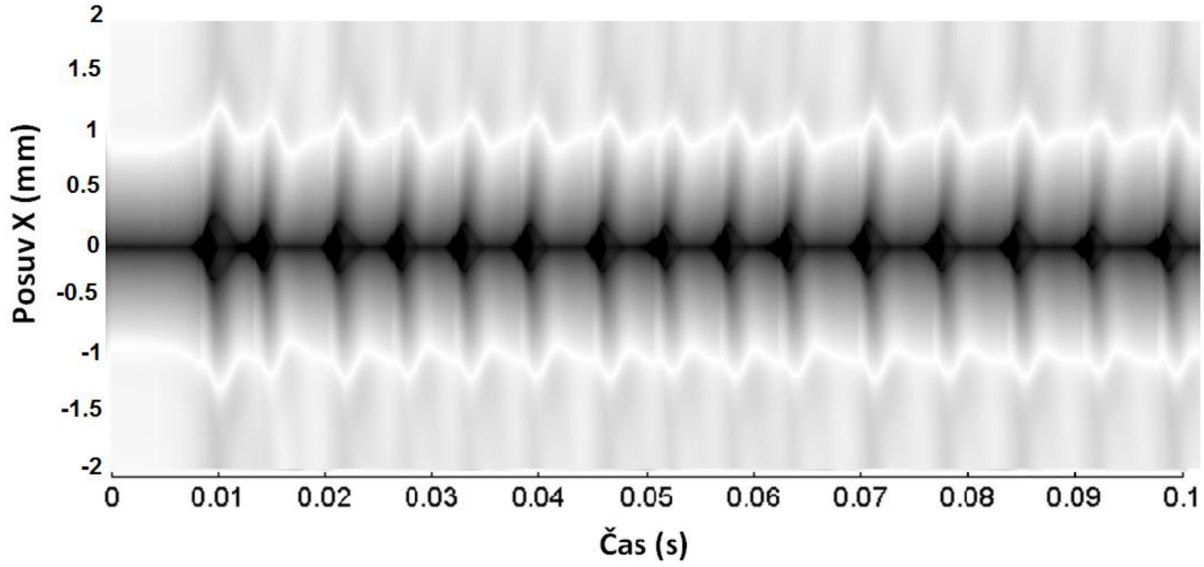


Obr. 12.42 Proložení vypočtených poloh uzlů MKP modelu splajny v jednotlivých fázích cyklu kmitání hlasivek (pokračování)

Na Obr. 12.43 a Obr. 12.44 jsou zobrazeny výsledné kymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování na rovinném modelu pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění. Z výsledků je patrná větší tuhost soustavy pro nestlačitelný model proudění a s tím související větší frekvence kmitání hlasivek. Pro stlačitelný model proudění je patrná jen malá šedá oblast na konci uzavírání hlasivek představující dolní okraj hlasivky, zatímco u nestlačitelného modelu je tato oblast daleko větší. To znamená, že u stlačitelného modelu je daleko patrnější převracení z konvergentního postavení do divergentního.



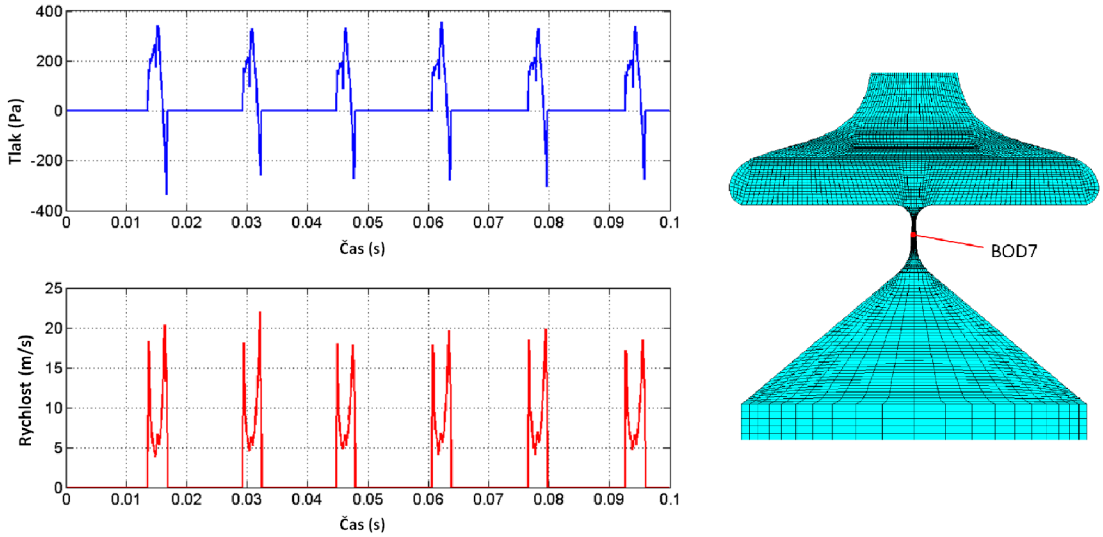
Obr. 12.43 Videokymogram vytvořený z výsledků rovinného MKP modelu pro stlačitelné proudění



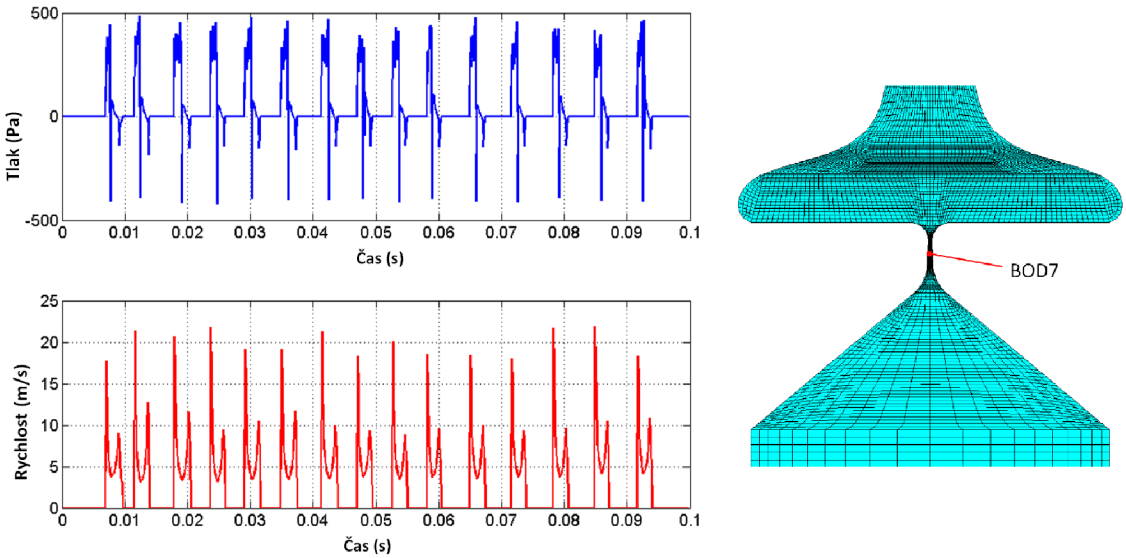
Obr. 12.44 Videokymogram vytvořený z výsledků rovinného MKP modelu pro nestlačitelné proudění

12.10.3 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění

Na Obr. 12.45 a Obr. 12.46 jsou zobrazeny tlaky a rychlosti vzduchu ve vybraném bodě mezi hlasivkami pro stlačitelný (Obr. 12.45) a nestlačitelný model proudění (Obr. 12.46). Z výsledků pro rychlosti proudění můžeme pozorovat dva vrcholy, z nichž první odpovídá nárůstu rychlosti po otevření hlasivek a druhý vrchol odpovídá nárůstu rychlosti při fázi uzavírání hlasivek. V porovnání obou variant proudění je zřejmé, že pro stlačitelný model je amplituda obou vrcholů srovnatelná, zatímco pro nestlačitelné proudění se ukazuje, že rychlost po otevření hlasivek je daleko větší než rychlost ve fázi uzavírání hlasivek. Maximální hodnoty rychlostí jsou pro obě varianty proudění podobné.

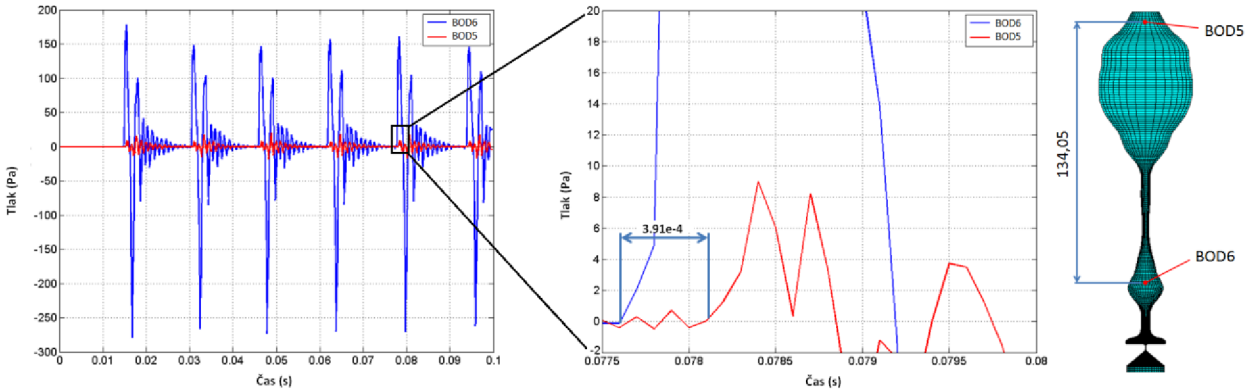


Obr. 12.45 Vypočtené tlaky a rychlosti vzduchu ve vybraném bodu mezi hlasivkami pro stlačitelný model proudění



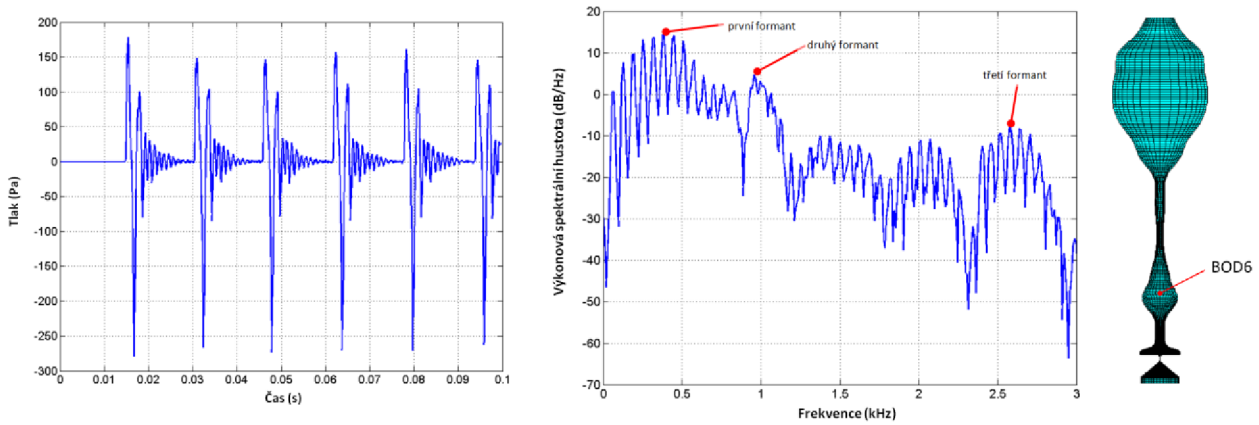
Obr. 12.46 Vypočtené tlaky a rychlosti vzduchu ve vybraném bodu mezi hlasivkami pro nestlačitelný model proudění

Na Obr. 12.47 je zobrazeno časové zpoždění nárůstu tlaku mezi body zhruba 30 milimetrů nad hlasivkami a těsně pod ústy. Toto zpoždění odpovídá vzdálenosti mezi jednotlivými body a rychlostí zvuku, kterou při stlačitelném modelu proudění tlaková vlna postupuje vokálním traktem. Velikost časového zpoždění nárůstu tlaku (0,000391 s) odpovídá poměru dráhy mezi vybranými body 5 a 6 (0,13405 m) a rychlosti zvuku ve vzduchu (343m·s^{-1}).

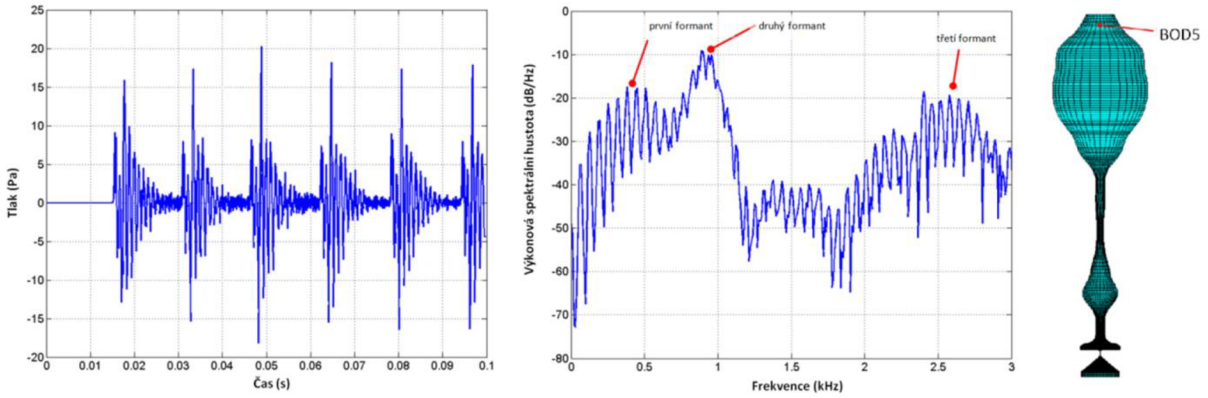


Obr. 12.47 Vypočítané tlaky vzduchu pro stlačitelný model proudění ve dvou vybraných bodech nad hlasivkami

Na Obr. 12.48 a Obr. 12.49 jsou zobrazeny numerické simulace tlaku vzduchu v bodech 30 milimetrů nad hlasivkami a těsně pod ústy a příslušné výkonové spektrální hustoty pro stlačitelný model proudění. Z výsledných spekter můžeme pozorovat vrcholy základní frekvence kmitání (64 Hz) a vyšších harmonických kmitů, které jsou opět v souladu s charakteristikami skutečných lidských hlasivek. Ve spektru pro bod těsně pod ústy můžeme pro stlačitelné proudění pozorovat zesílené rezonanční frekvence vokálního traktu označované jako „formanty“ pro modelovanou českou samohlásku [a:]. Hodnoty těchto rezonančních frekvencí opět odpovídají hodnotám uváděným v literatuře pro tuto českou samohlásku. Z těchto výsledků je patrné, že stlačitelný model proudění umožňuje zachytit jevy šíření akustických vln ve vokálním traktu.

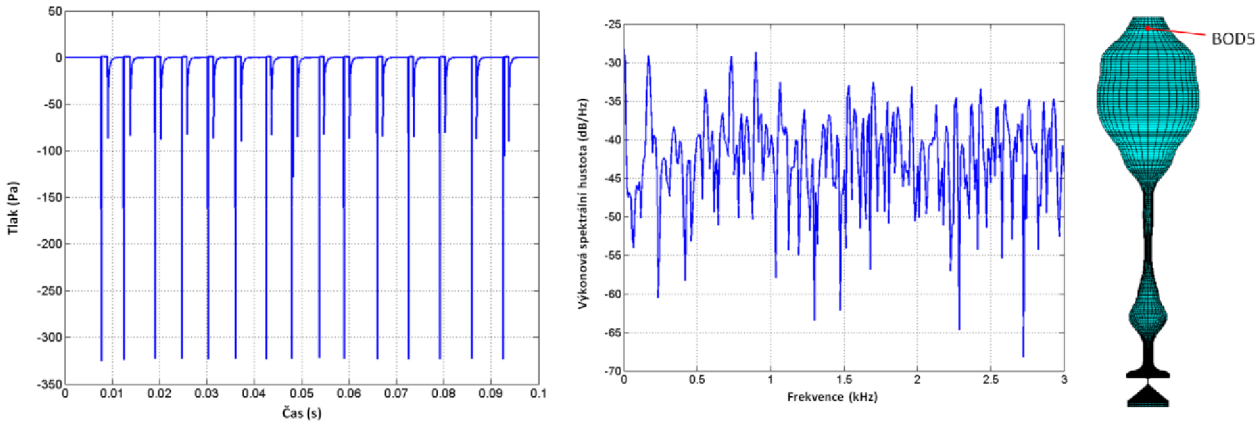


Obr. 12.48 Vypočítané tlaky vzduchu v bodě nad hlasivkami (BOD6) pro stlačitelný model proudění (levý graf) a příslušná výkonová spektrální hustota (pravý graf)



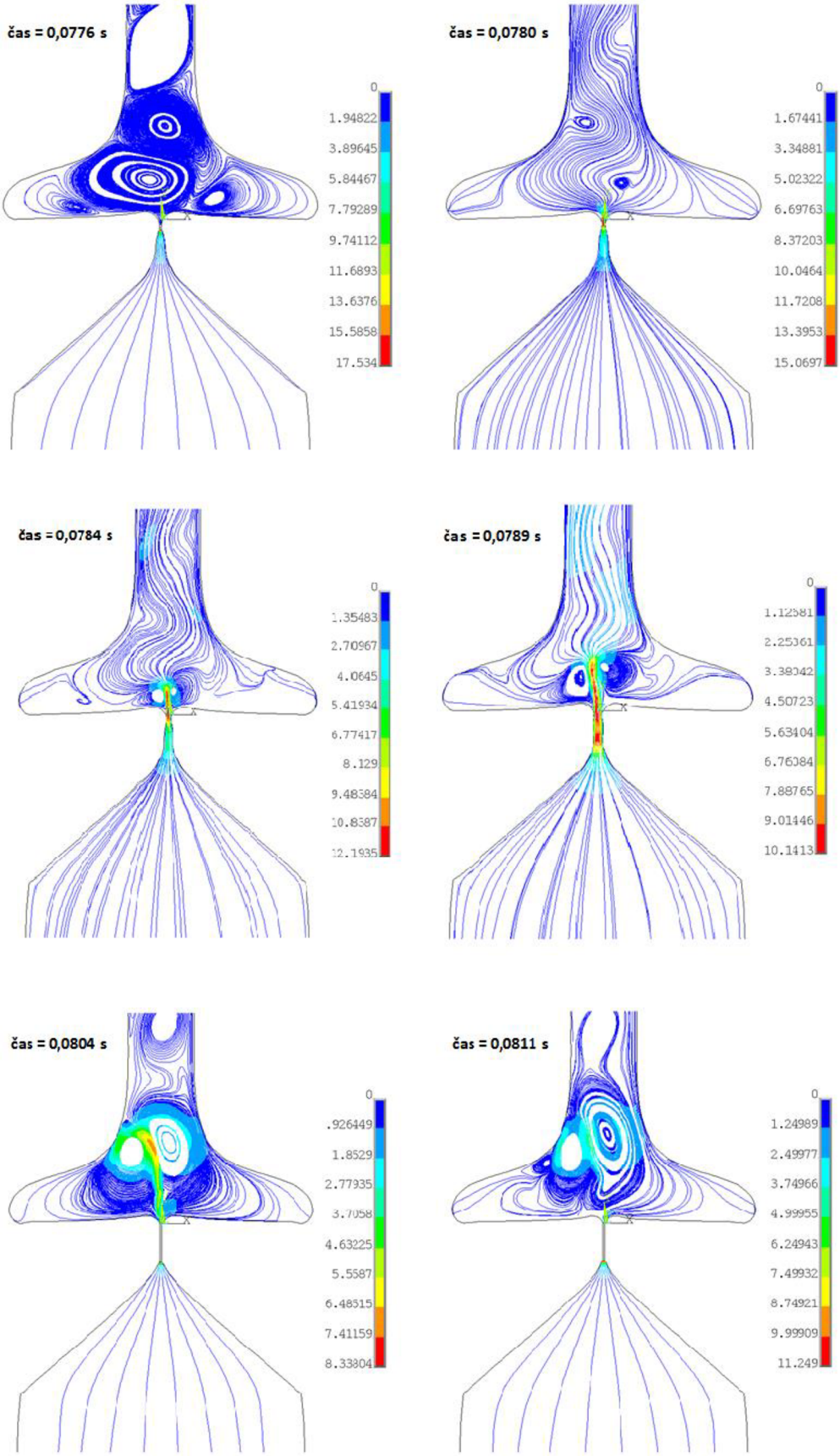
Obr. 12.49 Vypočítané tlaky vzduchu v bodě těsně pod ústy (BOD5) pro stlačitelný model proudění (levý graf) a příslušná výkonová spektrální hustota (pravý graf)

Na Obr. 12.50 je zobrazena numerická simulace tlaku vzduchu v bodě těsně pod ústy a příslušná výkonová spektrální hustota pro nestlačitelný model proudění. Z výsledků této simulace můžeme pozorovat, že tlaky vzduchu mají převážně záporné hodnoty a ve výsledném spektru vidíme pouze vrcholky základní frekvence (166 Hz) a frekvence vyšších harmonických kmitů. Z toho vyplývá, že model nestlačitelného proudění nedokáže zachytit akustické jevy vyskytující se ve vokálním traktu a musí být proto pro vyhodnocení akustických tlaků použitá jiná metoda (např. Lighthillova akustická analogie).

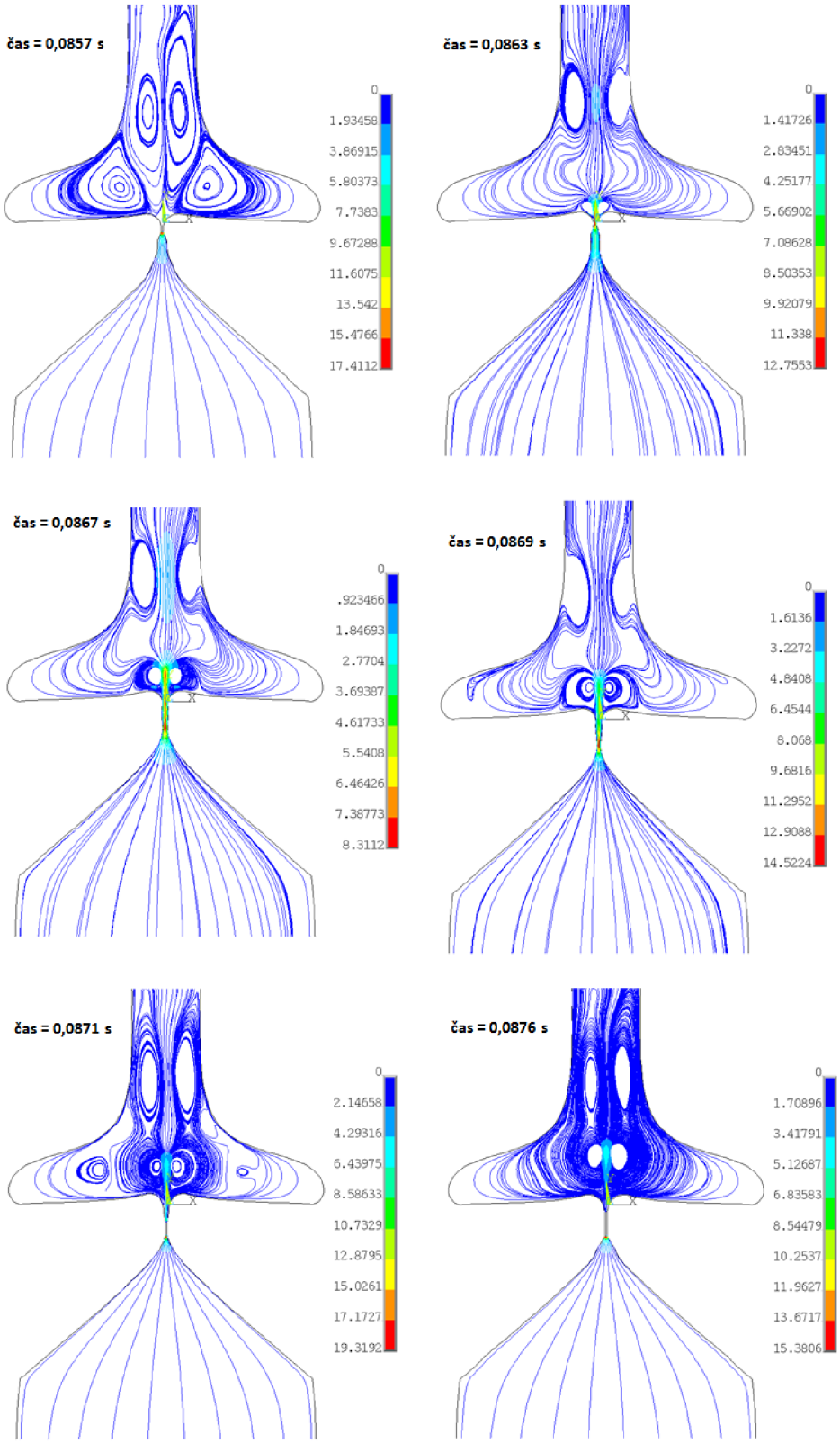


Obr. 12.50 Vypočítané tlaky vzduchu v bodě těsně pod ústy (BOD5) pro nestlačitelný model proudění (levý graf) a příslušná výkonová spektrální hustota (pravý graf)

Obr. 12.51 a Obr. 12.52 zobrazují vizualizaci trajektorie pohybů vzduchových částic (flow traces) v šesti vybraných časech během jedné periody kmitání pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění. Barevnou škálou je na trajektoriích zobrazena velikost rychlosti proudění.



Obr. 12.51 Numerická simulace trajektorií vzduchových částic pro stlačitelný model proudění v šesti vybraných časových krocích během jedné periody kmitání (čas t = 0,0776 až 0,0811 s)



Obr. 12.52 Numerická simulace trajektorií vzduchových částic pro nestlačitelný model proudění v šesti vybraných časových krocích během jedné periody kmitání (čas t = 0,0857 až 0,0876 s)

Ze srovnání je patrné, že pro stlačitelný model proudění je výtrysk vzduchového proudu po otevření hlasivek asymetricky zakřiven v důsledku působení vírových struktur, které ve vokálním traktu přetrvávají z předchozích period. Proud vzduchu se ohýbá nepravidelně k levé nebo pravé straně vokálního traktu podle toho, jak se časově sejde pohyb vírových struktur s otevřením hlasivek. Tento jev označovaný také někdy jako „Coanda efekt“ byl pozorován i u experimentálních modelů hlasivek [23] a [92]. Pro nestlačitelný model proudění jsou výtrysk vzduchového proudu a vírové struktury téměř osově symetrické.

Celkově tedy můžeme z výsledků výpočtů pro srovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění shrnout následující závěry:

Při nestlačitelném modelu proudění hlasivky kmitají s vyšší základní frekvencí než u stlačitelného modelu z důvodu zvýšení tuhosti soustavy vlivem stlačitelnosti vzduchu. Pro stlačitelný model proudění se tlakové vlny ve vokálním traktu pohybují rychlostí zvuku, zatímco u nestlačitelného modelu proudění tlaky odpovídají změnám rychlosti proudícího vzduchu. Proto stlačitelný model proudění můžeme přímo použít pro řešení akustických jevů ve vokálním traktu, zatímco výsledky pro nestlačitelný model proudění musí být akustika řešena jinou metodou, jako například Lighthillovou analogií. Dalším rozdílem je tvar výstupního proudu vzduchu po otevření hlasivek, kdy pro stlačitelné proudění je vlivem přetrvávajících vírových struktur patrné asymetrické zakřivení, zatímco pro nestlačitelné proudění je tvar výstupního proudu téměř symetrický. Model stlačitelného proudění vykazuje výraznou podobnost s chováním skutečných lidských hlasivek, jako jsou změna hlasivkového tvaru z konvergentního do divergentního postavení během jednotlivých period kmitání, základní frekvence kmitání, akustické frekvence odpovídají formantům skutečného vokálního traktu. Rovněž amplitudy posuvů a mezihlasivkových tlaků pro oba modely odpovídají fyziologickým hodnotám skutečných hlasivek.

12.11 Porovnání vlivu různých tlouštěk podpovrchové vrstvy hlasivek

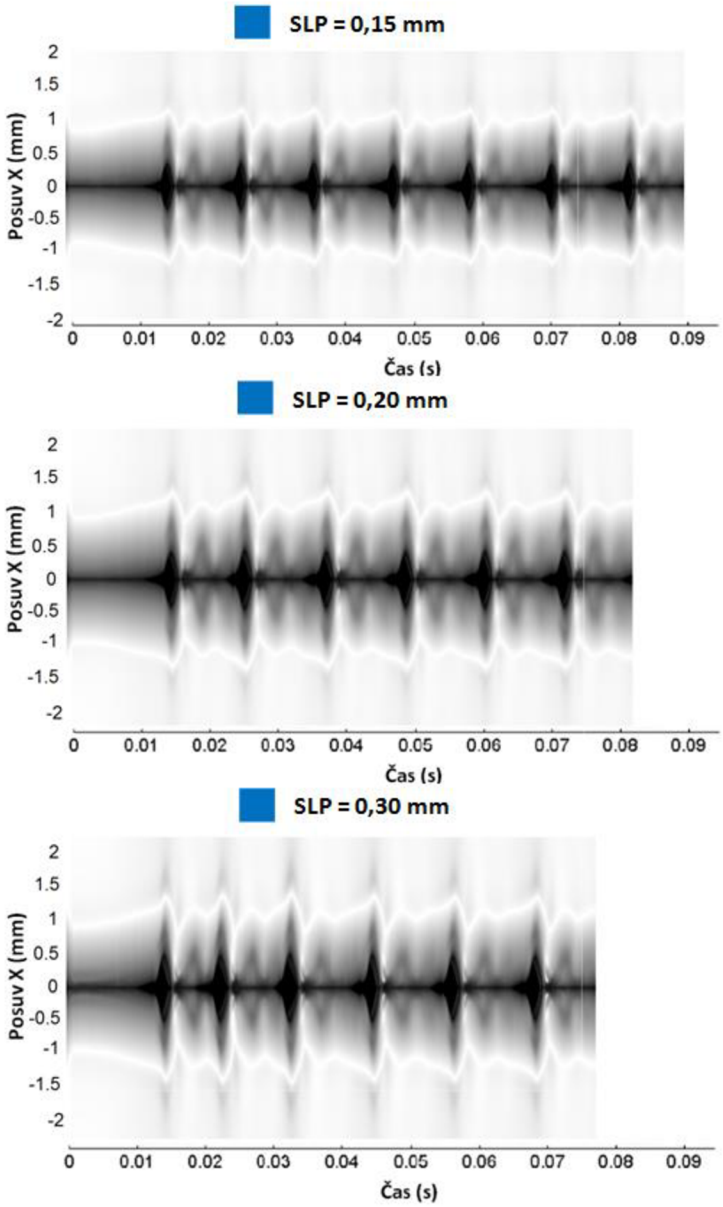
Cílem této kapitoly je vyhodnocení projevu hlasivek v důsledku změn tloušťky podpovrchové vrstvy hlasivek SLP (superficial lamina propria) při použití stlačitelného modelu proudění. Změny tloušťky této vrstvy jsou charakteristické pro hlasové poruchy popsané v kapitole 6, zejména pak Reinkeho edém (větší tloušťka vlivem otoku) nebo sulcus vocalis (vychlípení epitelu a mírné zmenšení tloušťky). Jedná se o patologie hlasivek, které jsou při laryngoskopických vyšetřeních především v počátečních stádiích obtížně zjistitelné. Změny tloušťky způsobují změnu tuhosti hlasivky, kdy při větší tloušťce SLP je hlasivka poddajnější, protože má vzhledem k ostatním vrstvám nejmenší modul pružnosti. To však má při výpočtovém modelování za následek velká přetvoření a tím pádem větší pravděpodobnost kolabování sítě. Z toho důvodu se muselo přikročit ke změně hustoty sítě těsně nad hlasivkami a mírného zkrácení časového kroku. Rovněž musela být často upravena velikost vstupní rychlosti, aby nedocházelo k případům, že zůstanou hlasivky zavřené (příliš malá vstupní rychlost) nebo naopak při vysokých rychlostech k extrémnímu otevírání hlasivek s následnými problémy s konvergencí výpočtu. Proto byly pro toto srovnání sestaveny čtyři skupiny se stejným nastavením, ve kterých se měnila pouze tloušťka SLP. V Tab. 12.3. je uveden přehled zkoumaných variant.

Tab. 12.3 Přehled výpočtových modelů pro různé tloušťky vrstvy SLP

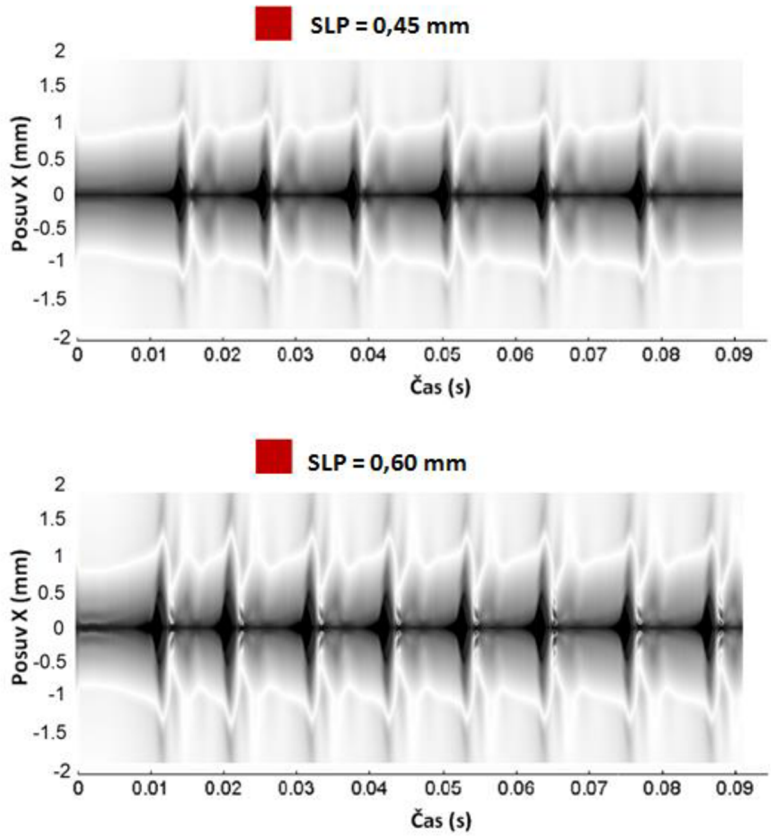
Označení skupiny	Tloušťka SLP [mm]	Vstupní rychlost [m·s^{-1}]	Úpravy modelu
A	0,15	0,2075	bez úpravy
	0,20		
	0,30		
B	0,45	0,165	bez úpravy
	0,60		
C	0,75	0,135	bez úpravy
	0,90		
D	1,05	0,1125	úprava sítě snížení časového kroku z 0,0001 na 0,000065
	1,20		
	1,35		
	1,50		
	1,65		
	1,80		

12.11.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek

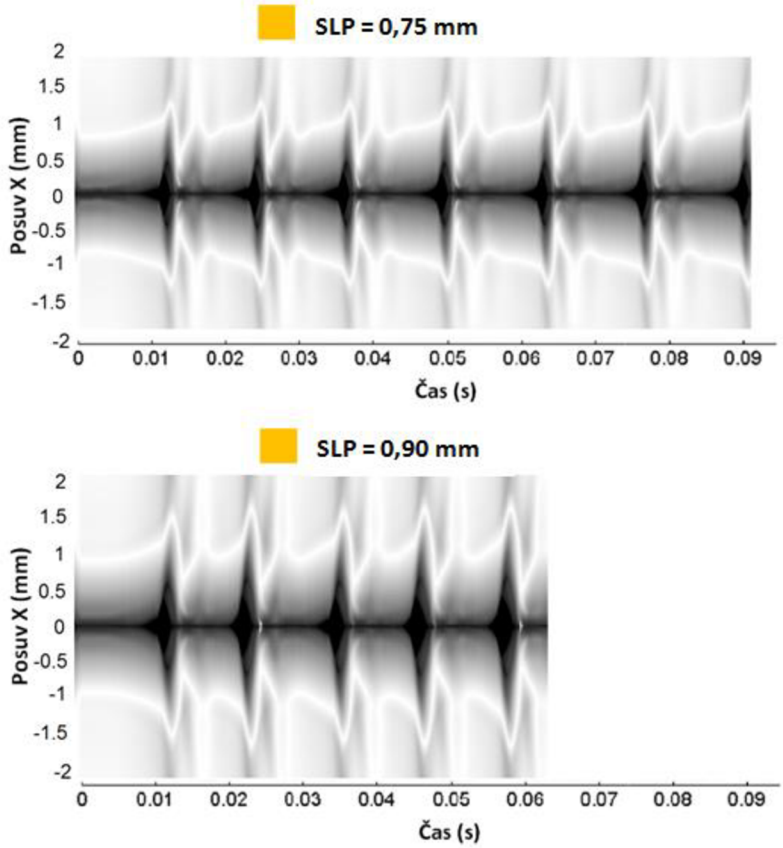
Pro vyhodnocení vlivu tloušťky SLP na chování struktury hlasivek během cyklu fonace byly použity videokymogramy sestrojované z výsledků výpočtového modelování. Vyhodnocené videokymogramy pro jednotlivé tloušťky SLP jsou uvedeny na Obr. 12.53 až Obr. 12.56. Z výsledků lze pozorovat vliv změny tuhosti hlasivek na dobu jejich prvního otevření. Čím je menší tloušťka vrstvy SLP a hlasivky jsou tím tužší, tím později se hlasivky otevírají. Pokud jsou hlasivky dostatečně tuhé, je počáteční přechodová fáze mnohem kratší a periodický pohyb hlasivek se dříve ustálí. Se zvyšováním tloušťky SLP se zvyšuje mezihlasivková mezera a zaobluje se přechod mezi fázemi otevírání a zavírání hlasivek. Zároveň se hlasivky stále více převracejí z konvergentního postavení při otevírání do divergentního při zavírání a slizniční vlna se rozšiřuje a pohybuje do delší vzdálenosti. Tato změna u pohybu slizniční vlny byla pozorována také u skutečných lidských hlasivek postižených Reinkeho edémem popsaném v kapitole 6.3.



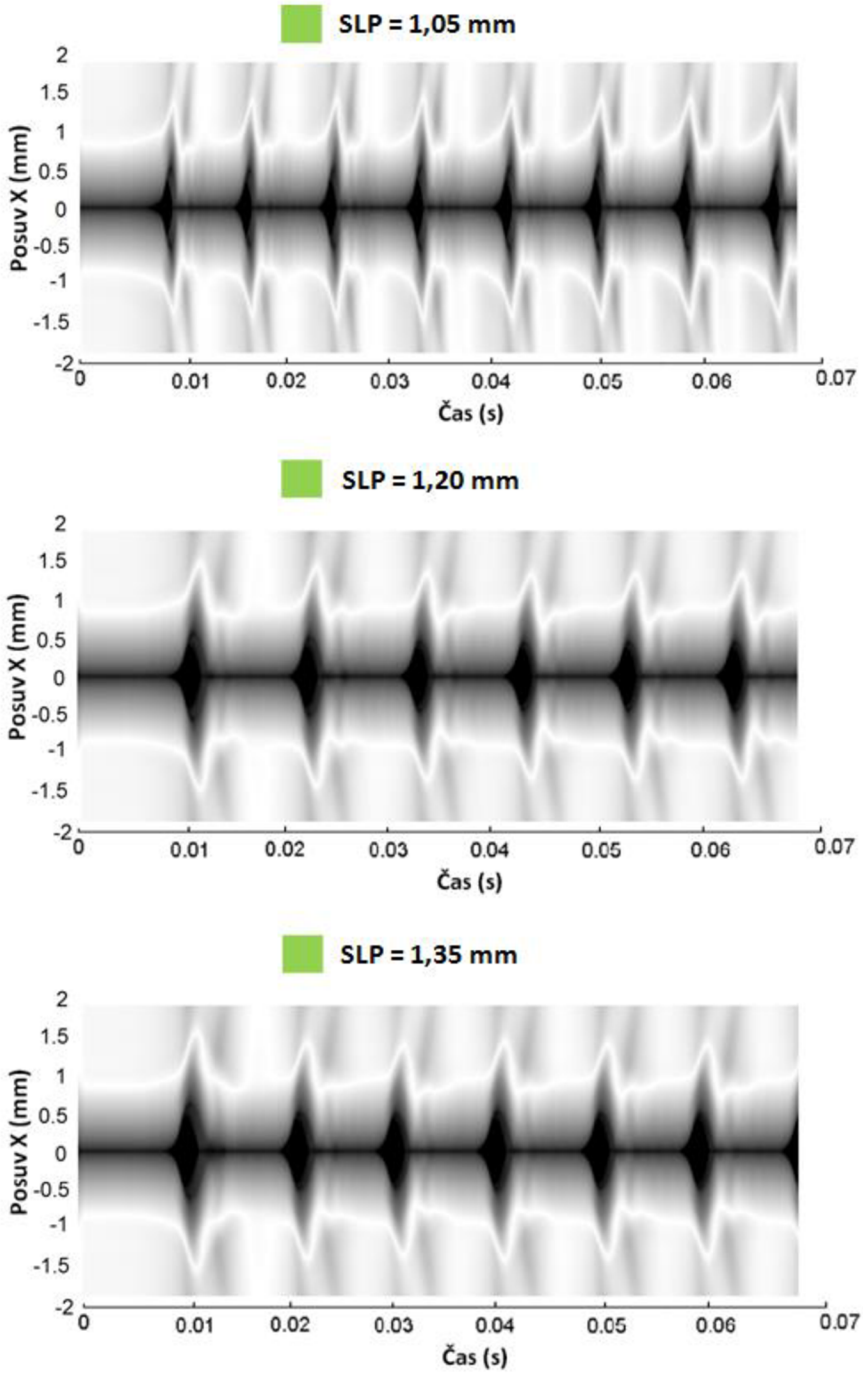
Obr. 12.53 Videokymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování pro skupinu A



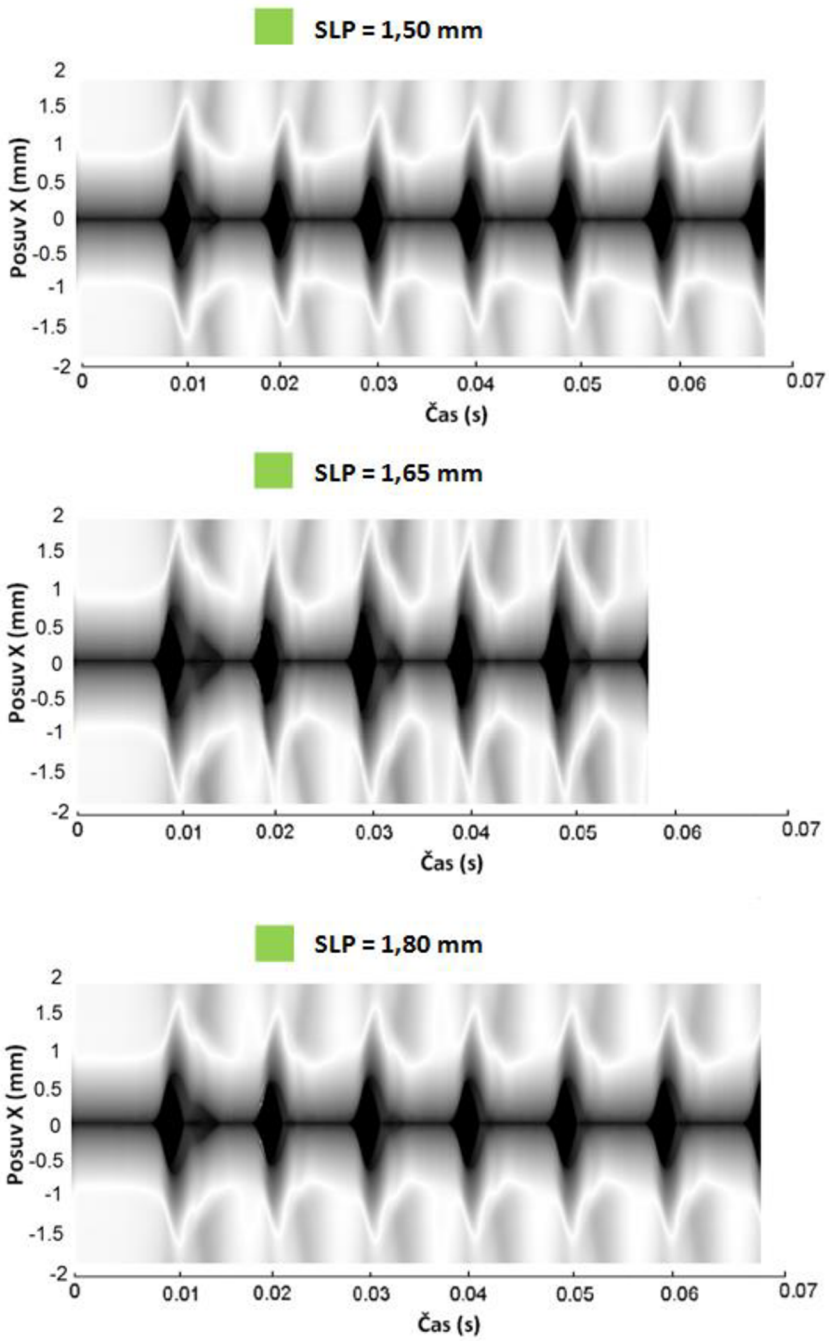
Obr. 12.54 Videokymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování pro skupinu B



Obr. 12.55 Videokymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování pro skupinu C



Obr. 12.56 Videokymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování pro skupinu D

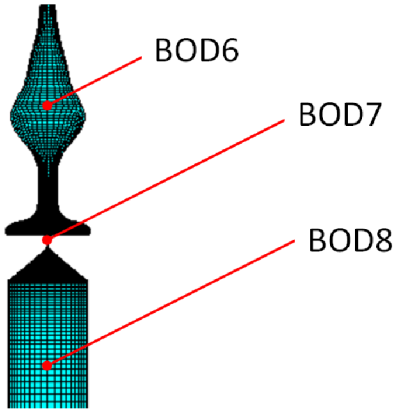


Obr. 12.57 Videokymogramy vytvořené z výsledků výpočtového modelování pro skupinu D (pokračování)

Z porovnání časového průběhu jednotlivých variant lze vyvodit závěry, že se zvyšující se hodnotou tloušťky SLP se zvyšuje doba otevření hlasivek a snižuje doba jejich uzavření (hlasivky zůstávají déle otevřené) a zároveň se prodlužuje doba uzavírání hlasivek. Z hlediska závislosti frekvence kmitání na tuhosti hlasivky však nelze určovat jednoznačnou souvislost.

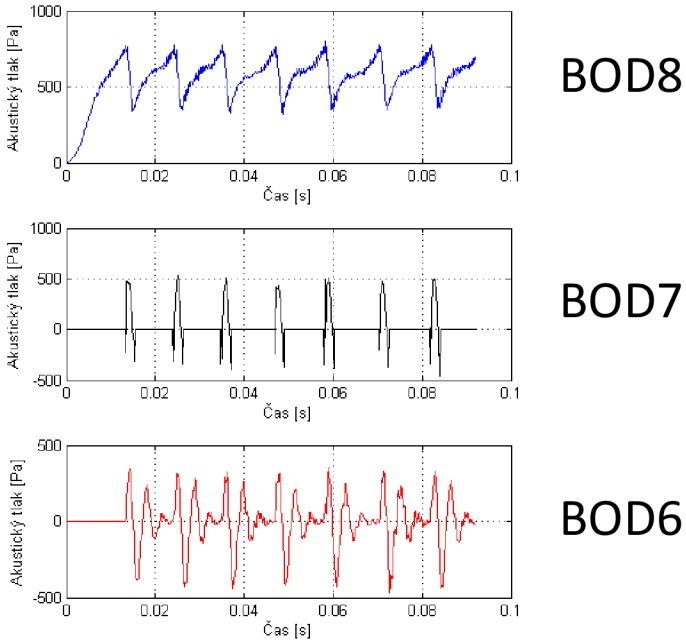
12.11.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění

Pro vyhodnocení vlivu tloušťky vrstvy SLP na proudění vzduchu v bezprostředním okolí hlasivek byly zkoumány tlaky v bodech nad (BOD6), mezi (BOD7) a pod hlasivkami (BOD8). Umístění těchto bodů je zobrazeno na Obr. 12.58. Vypočtené průběhy akustických tlaků pro vybrané tloušťky vrstvy SLP jsou uvedeny na Obr. 12.59 až Obr. 12.62.

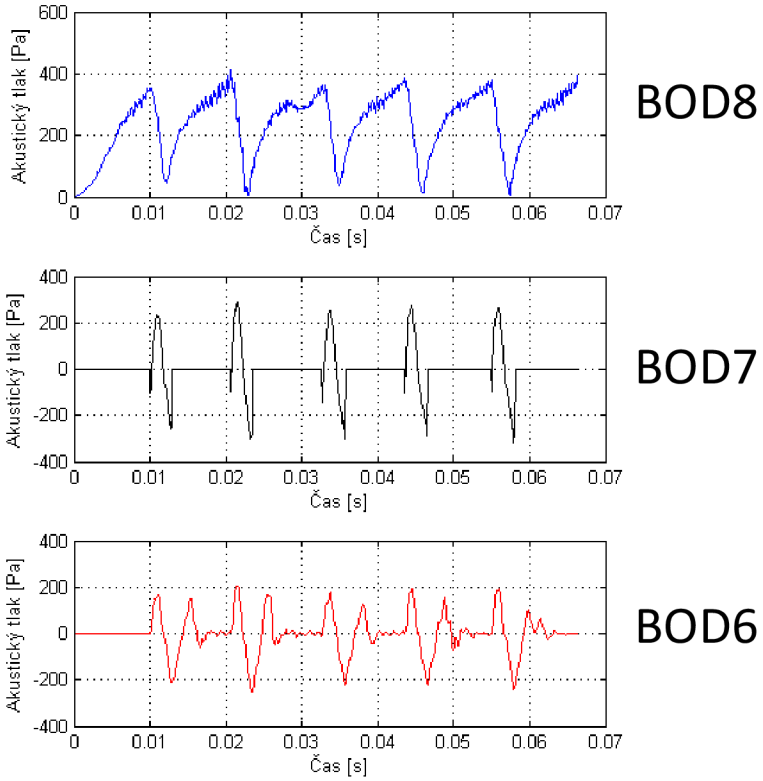


Obr. 12.58 Vybrané body v okolí hlasivek pro vyhodnocení akustických tlaků

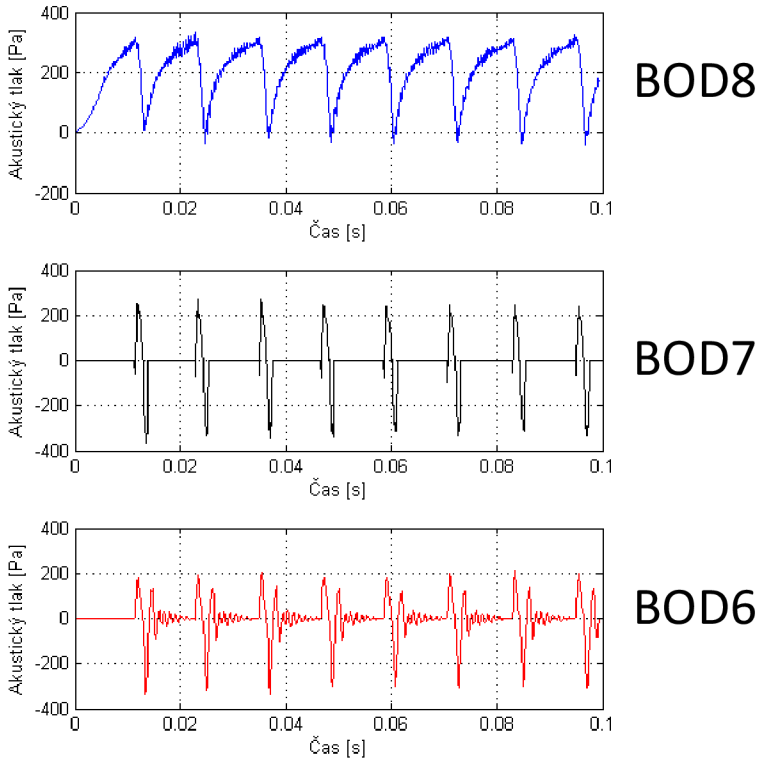
Z výsledků je možné určit, že s rostoucí hodnotou SLP klesají hodnoty subglotického tlaku, u intraglotického a supraglotického tlaku je také pozorován nepatrný pokles, ale zde už nejsou výsledky tak jednoznačné. U supraglotického tlaku můžeme při vyšších hodnotách tloušťky SLP (poddajnějších modelů) pozorovat vyšší zatlumení tlaku po uzavření mezihlasivkové mezery, což může odpovídat chování hlasivek při Reinkeho edému, jehož jedním z projevů je chraplavý hlas. U výrazně tužších modelů je zatlumení výrazně nižší a při uzavření hlasivek dojde k několika překmitům pozorovaným na zdravých lidských hlasivkách.



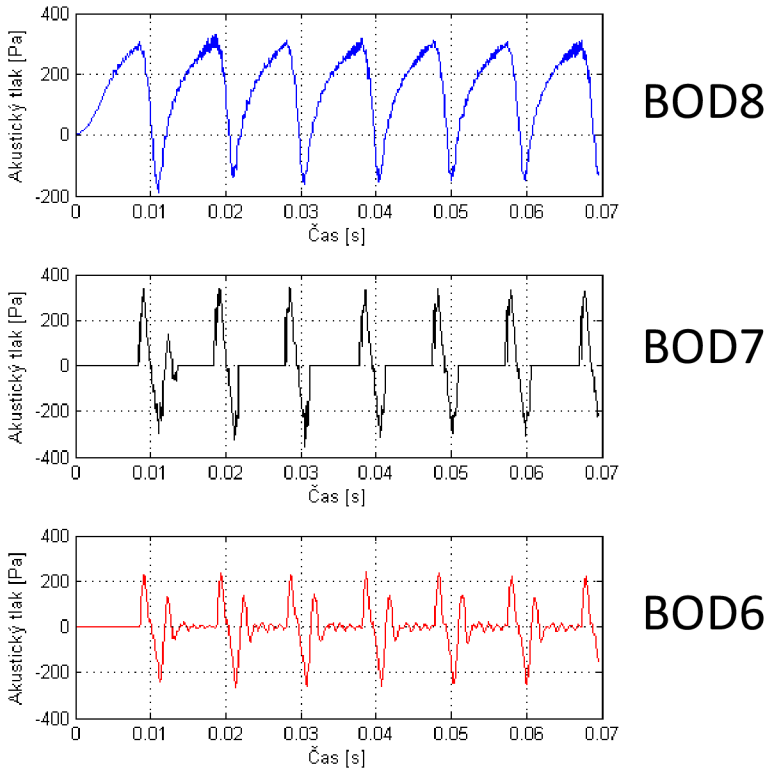
Obr. 12.59 Průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech pro tloušťku vrstvy SLP = 0,15 mm



Obr. 12.60 Průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech pro tloušťku vrstvy SLP = 0,9 mm



Obr. 12.61 Průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech pro tloušťku vrstvy SLP = 1,05 mm



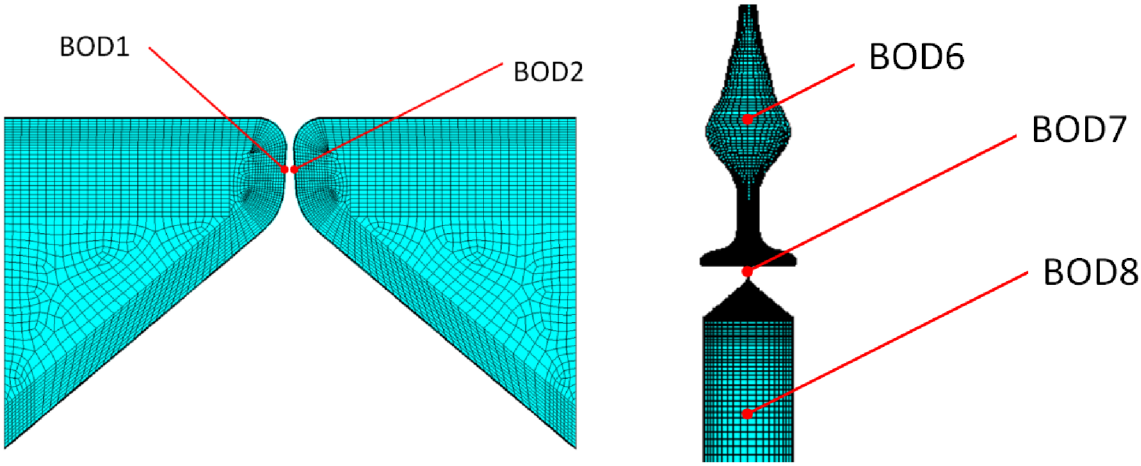
Obr. 12.62 Průběhy akustických tlaků ve vybraných bodech pro tloušťku vrstvy SLP = 1,5 mm

12.12 Porovnání vlivu různých hodnot tlumení podpovrchové vrstvy hlasivek

V této kapitole byly analyzovány vlivy změny hodnot proporcionálního tlumení α a β podpovrchové vrstvy SLP na chování struktury hlasivek pro stlačitelný model proudění. Byly zde zkoumány hodnoty posuvů ve vybraných bodech na čelech hlasivek ve směrech x a y a hodnoty subglotického, intraglotického a supraglotického tlaku pro konstantní hodnotu modulu pružnosti vrstvy SLP o hodnotě 3000 Pa při konstantní tloušťce vrstvy SLP = 0,3 mm. Hodnoty poměrných útlumů byly měněny podle Tab. 12.4. Přepočet poměrných útlumů na hodnoty koeficientů konstrukčního a materiálového tlumení je uveden v kapitole 12.1. Ve všech ostatních kapitolách bylo použito tlumení s poměrnými útlumy odpovídajícími variantě 3. Pro demonstraci pohybu slizniční vlny ve videokymogramech byla použita tloušťka vrstvy SLP = 0,75 mm.

Tab. 12.4 Řešené varianty změny proporcionálního tlumení vrstvy SLP = 0,3 mm

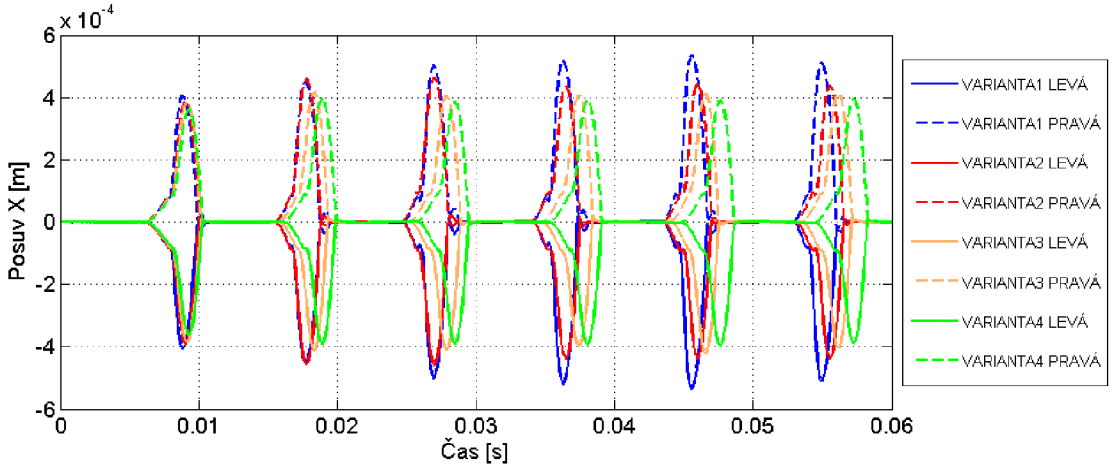
	b_{P1}	b_{P2}	α [s^{-1}]	β [s]
varianta 1	0,05	0,1	13,1902	0,0001
varianta 2	0,1	0,2	26,3804	0,0002
varianta 3	0,2	0,3	116,5279	0,0003
varianta 4	0,3	0,4	206,6755	0,0004



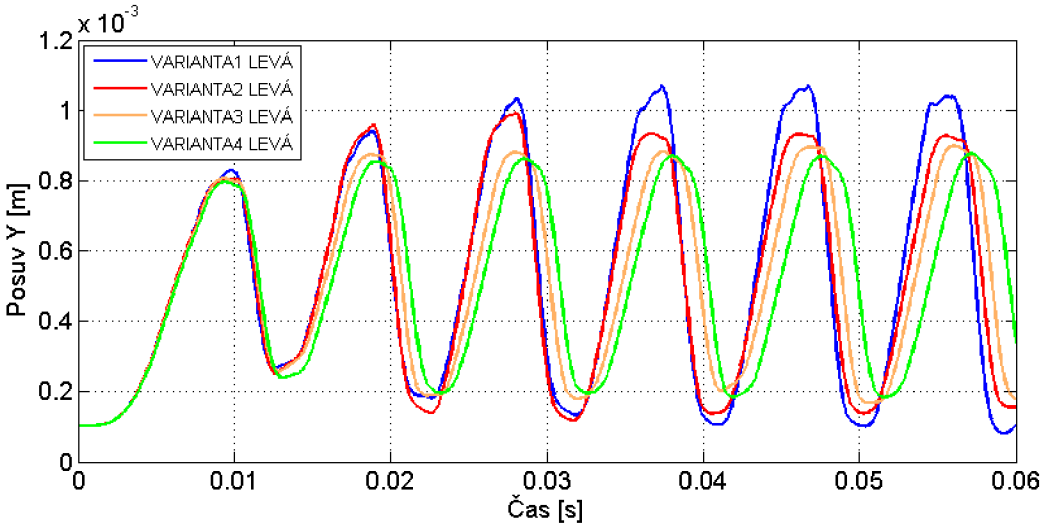
Obr. 12.63 Vybrané body na povrchu levé a pravé hlasivky pro hodnocení posuvů ve směrech os x a y a body v okolí hlasivek pro vyhodnocení tlaků

12.12.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek

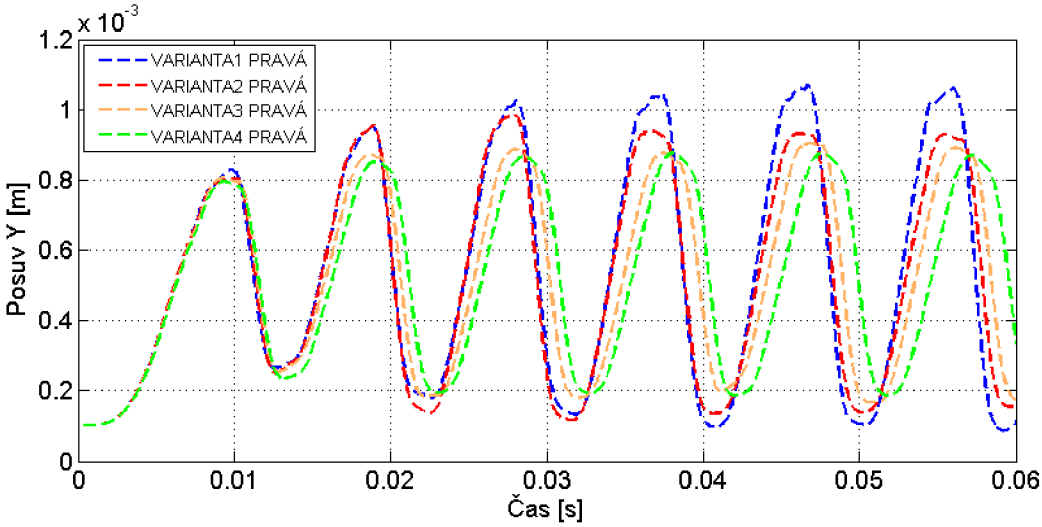
Na Obr. 12.64 až Obr. 12.66 jsou zobrazeny posuvy ve směrech os x a y ve vybraných bodech na povrchu levé a pravé hlasivky (BOD1 a BOD2). Z průběhů posuvů je zřejmé, že s vyššími hodnotami proporcionálního tlumení klesají maximální amplitudy posuvů a snižuje se frekvence kmitání hlasivek. Tyto odchylky jsou viditelné až od druhé periody kmitání, pro první periodu jsou hodnoty posuvu pro všechny varianty srovnatelné.



Obr. 12.64 Vypočítané posuvy ve směru x ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

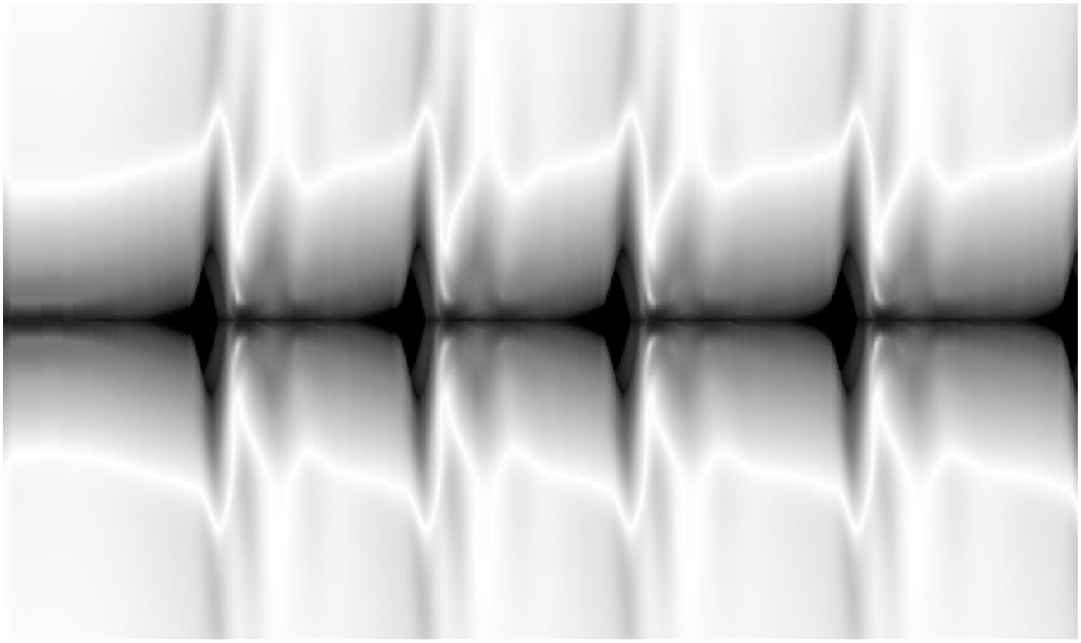


Obr. 12.65 Vypočítané posuvy ve směru y ve vybraných uzlech na povrchu levé hlasivky pro stlačitelný model proudění

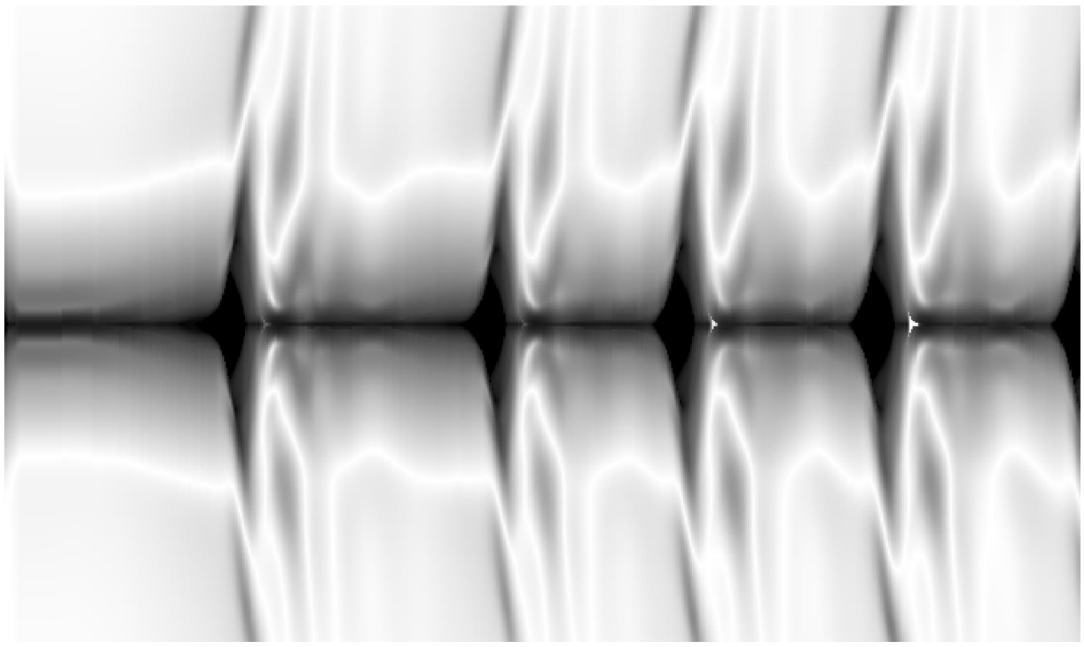


Obr. 12.66 Vypočítané posuvy ve směru y ve vybraných uzlech na povrchu pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

Dále byl zkoumán vliv materiálového tlumení na šíření slizniční vlny. Tento vliv je demonstrován pro tloušťku SLP = 0,75 mm, kde je pohyb slizniční vlny nejlépe viditelný. Na videokymogramu pro nižší hodnoty materiálového tlumení (Obr. 12.68) se slizniční vlna pohybuje šikmo ve směru otevírání hlasivek a šíří se do větší vzdálenosti. Obdobný průběh šíření slizniční vlny je pozorován také u skutečných zdravých lidských hlasivek. Na videokymogramu (Obr. 12.67) pro vyšší hodnoty materiálového tlumení se slizniční vlna šíří na podstatně kratší vzdálenost a směr jejího šíření již není ve směru otevírání hlasivek, ale více kolmo.



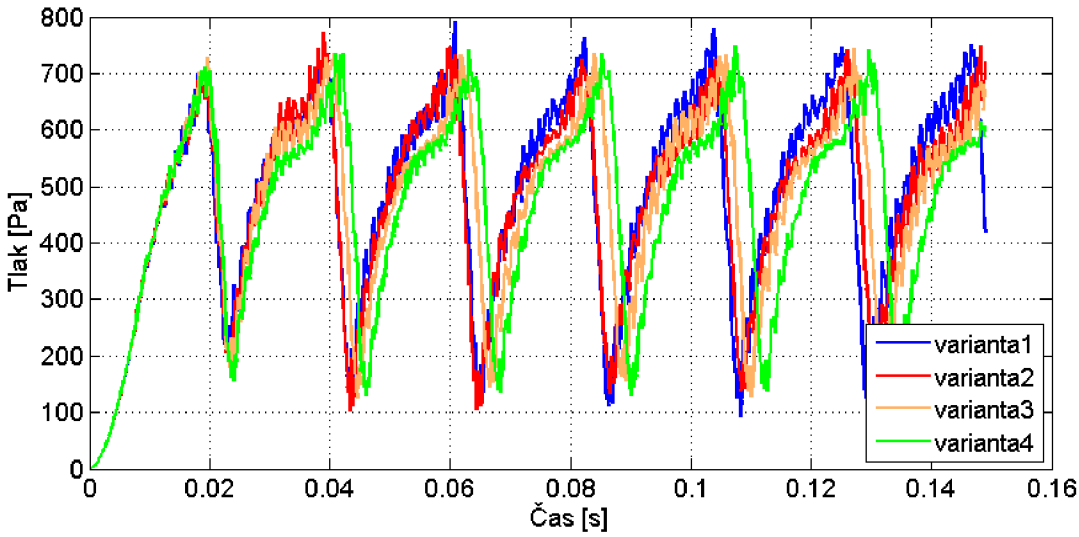
Obr. 12.67 Videokymogram vytvořený z výsledků výpočtového modelování pro T_{SLP} = 0,75mm, b_{P1} = 0,2 a b_{p2} = 0,3



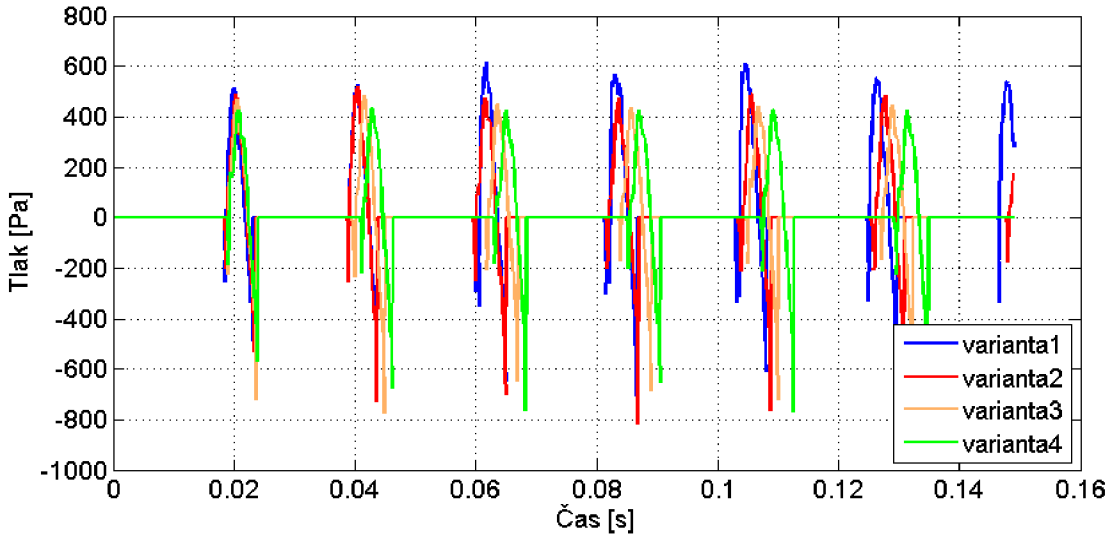
Obr. 12.68 Videokymogram vytvořený z výsledků výpočtového modelování pro T_{SLP} = 0,75mm, b_{P1} = 0,075 a b_{p2} = 0,15

12.12.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění

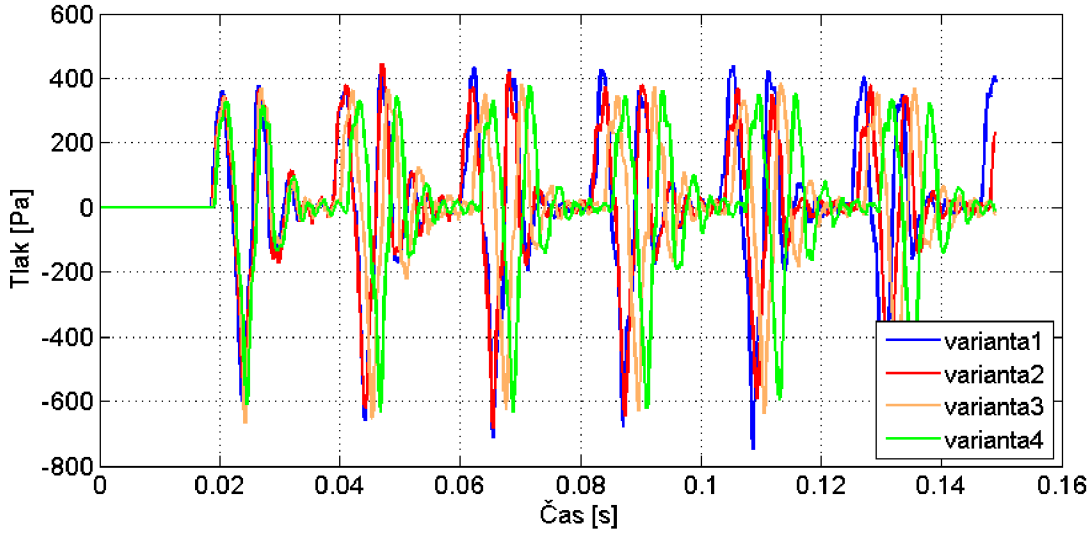
Na Obr. 12.69 až Obr. 12.71 jsou zobrazeny příklady vypočtených průběhů tlaků ve vybraných bodech pro jednotlivé varianty proporcionálního tlumení.



Obr. 12.69 Průběhy tlaků ve vybraném bodě pod hlasivkami (BOD8) pro různé hodnoty proporcionálního tlumení



Obr. 12.70 Průběhy tlaků ve vybraném bodě mezi hlasivkami (BOD7)
pro různé hodnoty proporcionálního tlumení

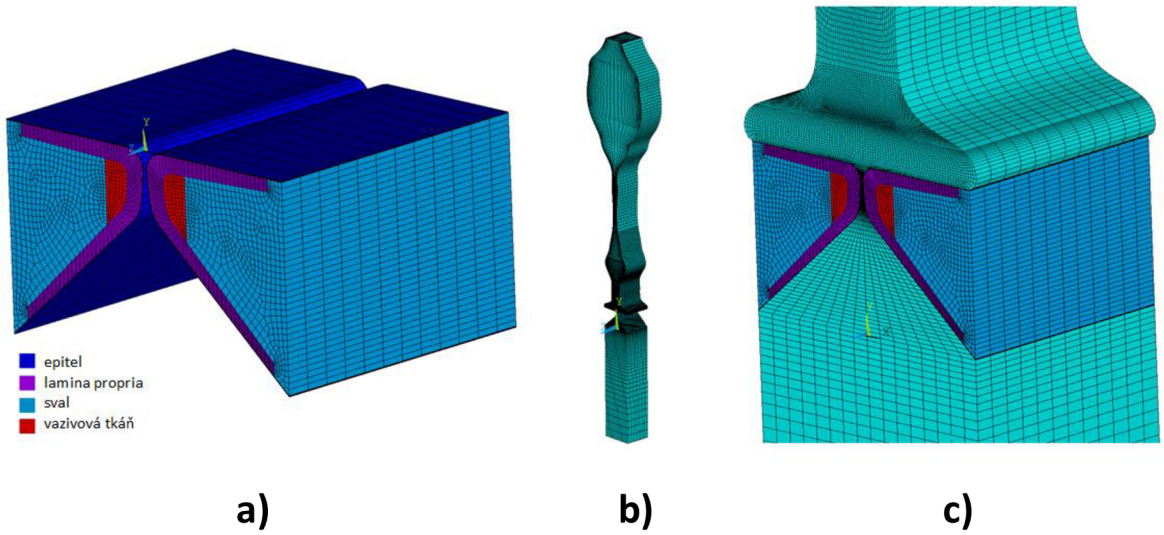


Obr. 12.71 Průběhy tlaků ve vybraném bodě nad hlasivkami (BOD6)
pro různé hodnoty proporcionálního tlumení

Z výsledků výpočtů proudění můžeme rovněž usuzovat, že zvyšování koeficientů proporcionálního tlumení α a β mírně snižuje frekvenci kmitání hlasivek a zároveň se také lehce snižuje amplituda tlaků ve vybraných bodech. Tyto změny se však znovu projevují až od druhé periody kmitání, doba do prvního otevření hlasivek a průběh první periody kmitání jsou pro všechny zkoumané varianty velmi podobné.

13 Výpočtové modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas - prostorový model

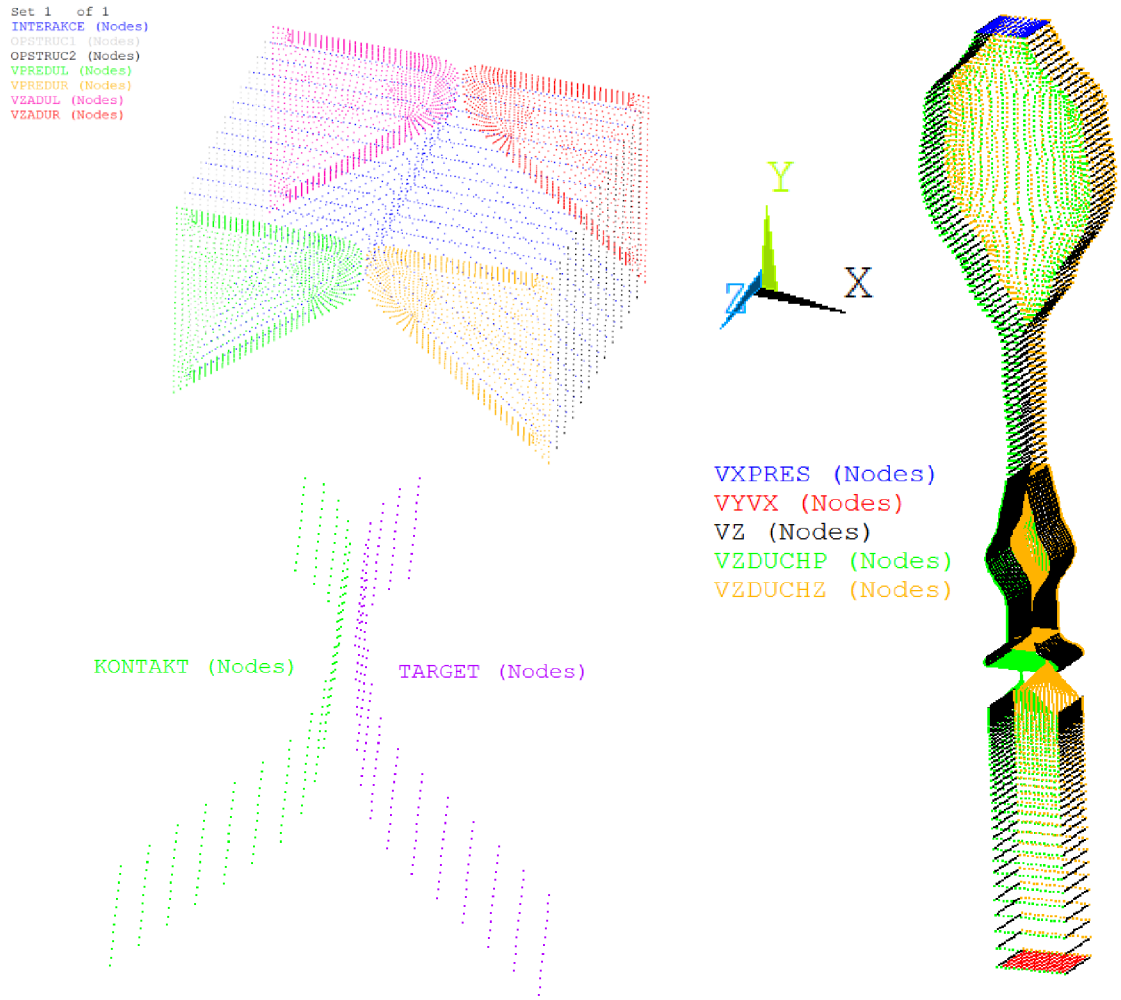
Cílem této kapitoly je analýza chování prostorového modelu struktury hlasivek a fluidního prostředí, viz Obr. 13.1. Geometrie struktury hlasivek byla převzata z rovinného modelu pro generování samohlásek nahlas popsaného v kapitole 12.3 a je založena na Shererově M5 modelu [52], [76]. Je tvořena čtyřmi vrstvami. Model geometrie supraglotické části vokálního traktu byl rovněž převzat z 2D modelu a odpovídá tedy nastavení pro českou samohlásku [a:]. Tento model byl rozšířen do třetího rozměru vytažením původního rovinného modelu o konstantní vzdálenost 16 mm. Materiálové parametry jsou také stejné jako u základní verze 2D výpočtů (viz kapitola 12.4). Na tomto modelu je na rozdíl od rovinného modelu možné sledovat i šíření podélných tvarů kmitů. Pro MKP model hlasivek bylo použito 36 000 prostorových strukturálních prvků SOLID185 a pro fluidní část MKP modelu bylo použito celkem 116 000 prostorových fluidních prvků FLUID142. Na povrchu hlasivek byly vytvořeny kontaktní plochy z prostorových kontaktních prvků CONTA174 a TARGE170.



Obr. 13.1 a) Čtyřvrstvý prostorový MKP model hlasivkové tkáně b) prostorový MKP model akustického prostoru průdušnice a vokálního traktu pro samohlásku [a:] c) detail kompletního prostorového konečnoprvkového modelu hlasivek s částí akustického prostoru v jejich okolí

13.1 Okrajové podmínky

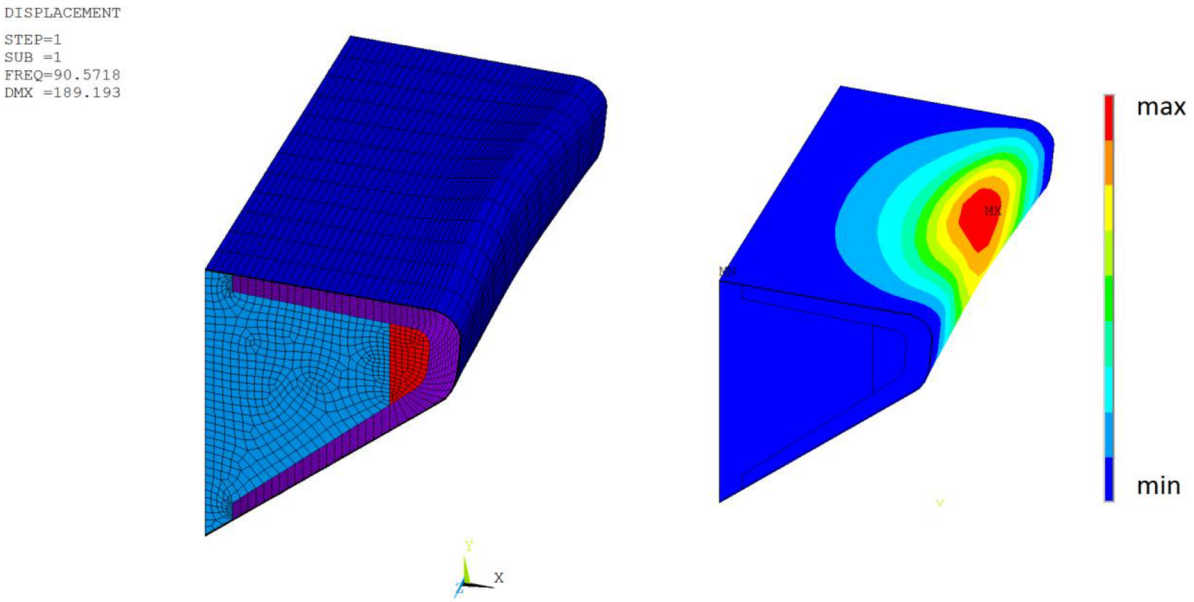
Komponenty použité u prostorového modelu jsou podobné jako v případě rovinného modelu. Na komponentách OPSTRUC1 a OPSTRUC2 jsou předepsány deformační posuvy ve směru x pro přiblížení hlasivek do kontaktu. Po přitlačení do kontaktu je na výše uvedených komponentách a komponentách VPREDUL, VPREDUR, VZADUL a VZADUR představující boční stěny hlasivek zadáno jejich vetknutí. Při řešení tekutiny jsou na komponentách VZ, VZDUCHP, VZDUCHZ a INTERAKCE nastaveny nulové rychlosti proudění ve všech směrech. Na komponentě VYVX představující výstup průdušnice do plic je opět přírůstkově zadávána konstantní vstupní rychlost (která na zadanou hodnotu naroste lineárně během prvních několika kroků) a na komponentě VXPRES představující výstup z vokálního traktu do okolního prostoru je zadána podmínka nulového tlaku. Během interakce struktury a tekutiny je povrch hlasivek stejně jako u 2D modelů zatížen tlakem vzduchu a síť vzduchu se následně deformuje podle pohybu hlasivek. Pro přemapování veličin proudění mezi deformovanou sítí a výchozí sítí v předchozím časovém kroku je stejně jako u rovinného modelu použita metoda ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian). Opět je kontrolována minimální mezera mezi čely hlasivek na komponentách KONTAKT a TARGET během uzavírání hlasivek, a pokud tato mezera překročí minimální definovanou hodnotu (použito 0,2 mm), tak se síť vzduchu dále nedeformuje a do kontrolovaných uzlů se předepíše nulová rychlost proudění.



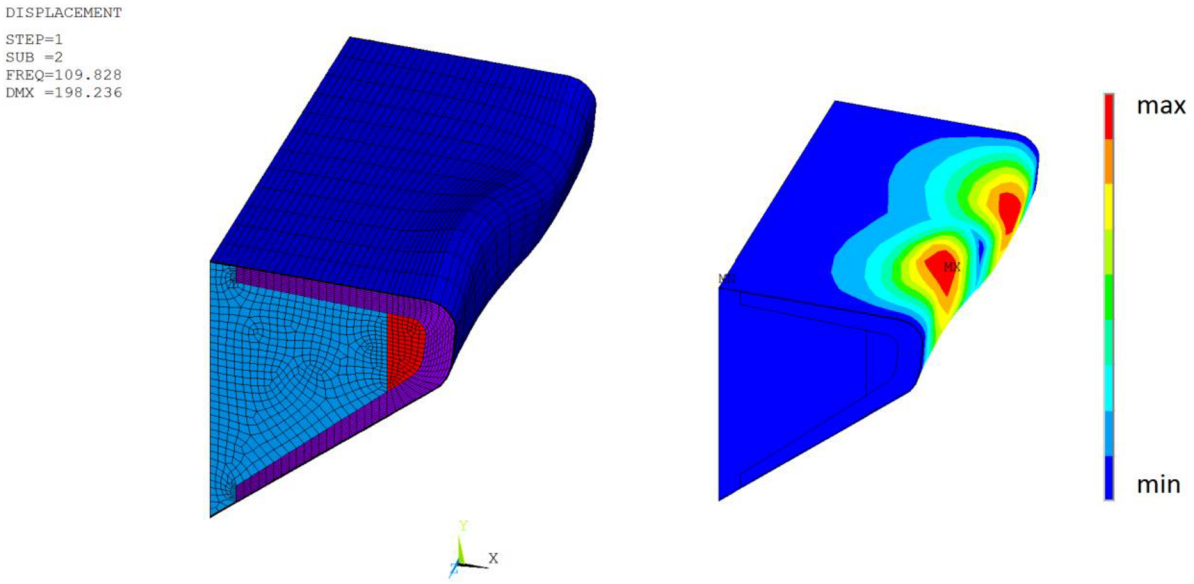
Obr. 13.2 Komponenty pro zadávání okrajových podmínek na prostorovém modelu

13.2 Modální analýza struktury hlasivek pro prostorový model

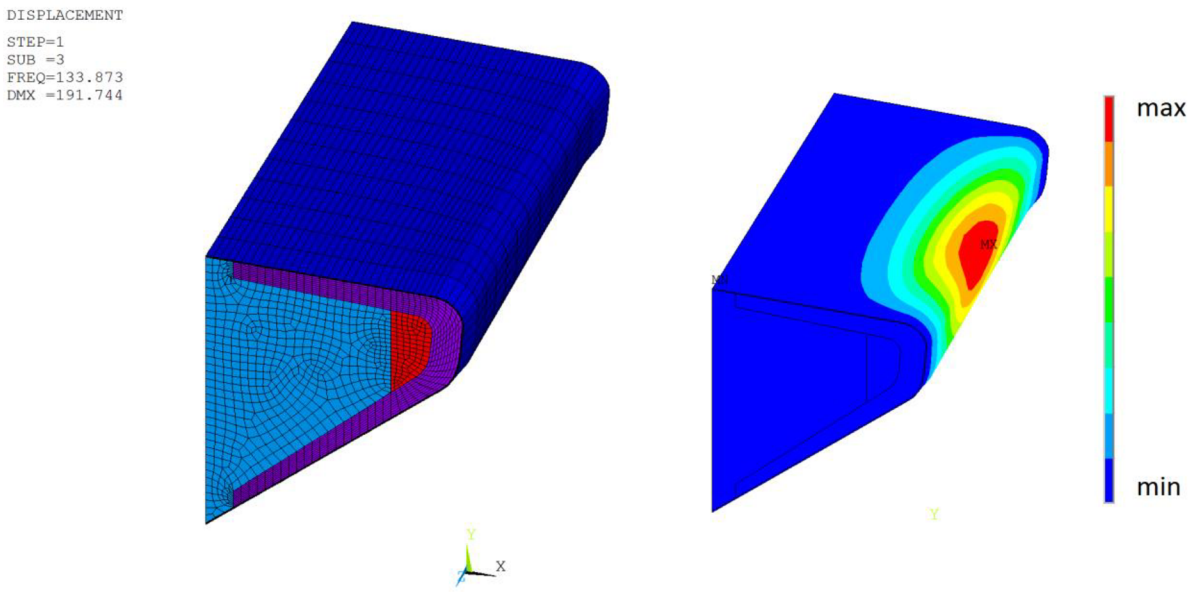
Pro modální analýzu prostorového modelu struktury hlasivek byl opět použit model levé hlasivky. Pro výpočet byly předepsány okrajové podmínky vetknutí na komponentách OPSTRUC1, VPREDUL a VZADUL (viz Obr. 13.2). Na Obr. 13.3 až Obr. 13.10 je zobrazeno prvních osm vlastních tvarů kmitů struktury hlasivky s hodnotami vlastních frekvencí.



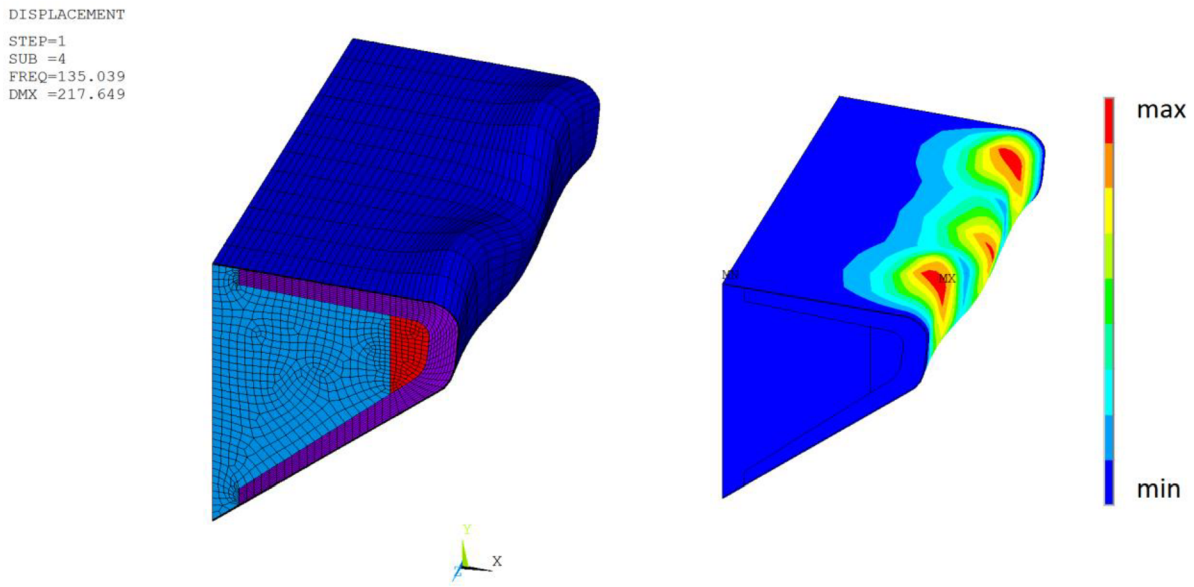
Obr. 13.3 První vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 90,5718 Hz



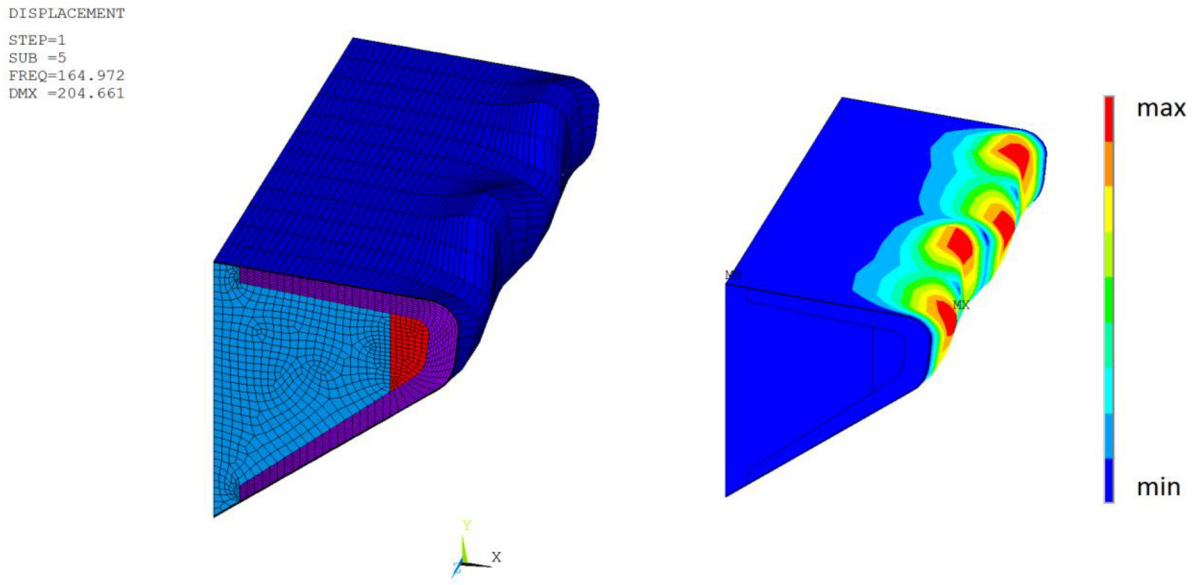
Obr. 13.4 Druhý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 109,828 Hz



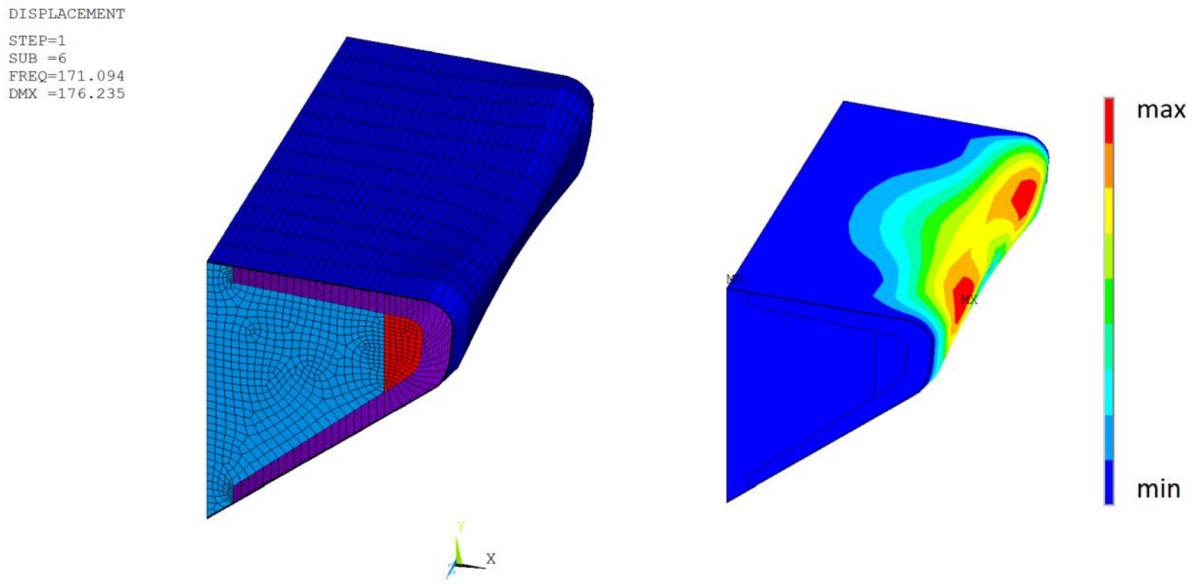
Obr. 13.5 Třetí vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 133,873 Hz



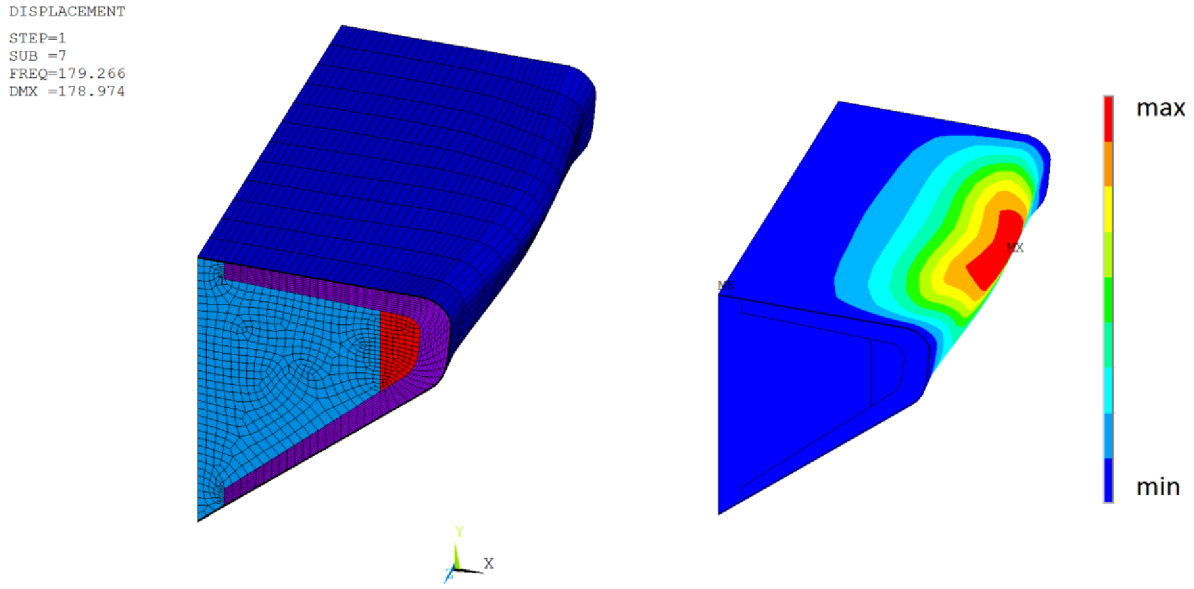
Obr. 13.6 Čtvrtý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 135,039 Hz



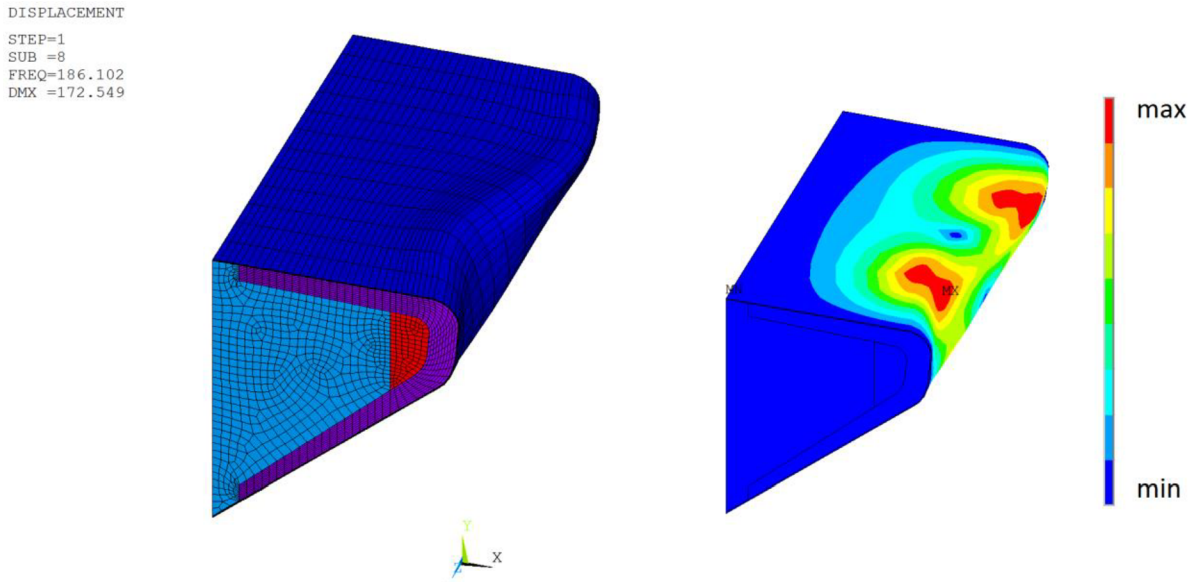
Obr. 13.7 Pátý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 164,972 Hz



Obr. 13.8 Šestý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 171,094 Hz



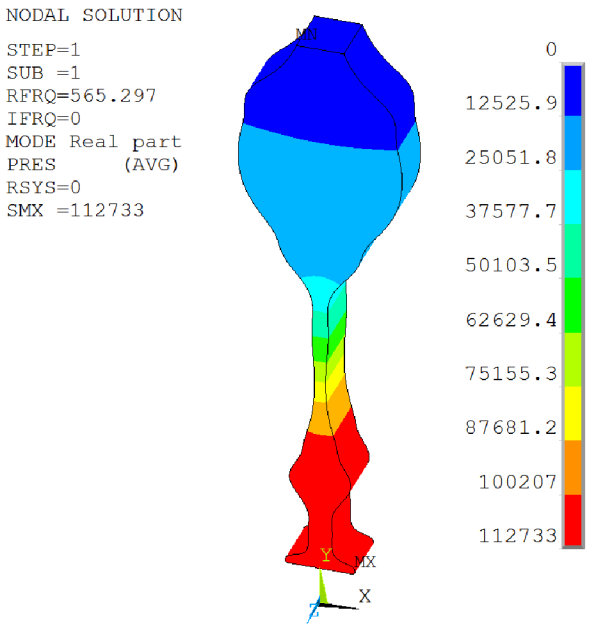
Obr. 13.9 Sedmý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 179,266 Hz



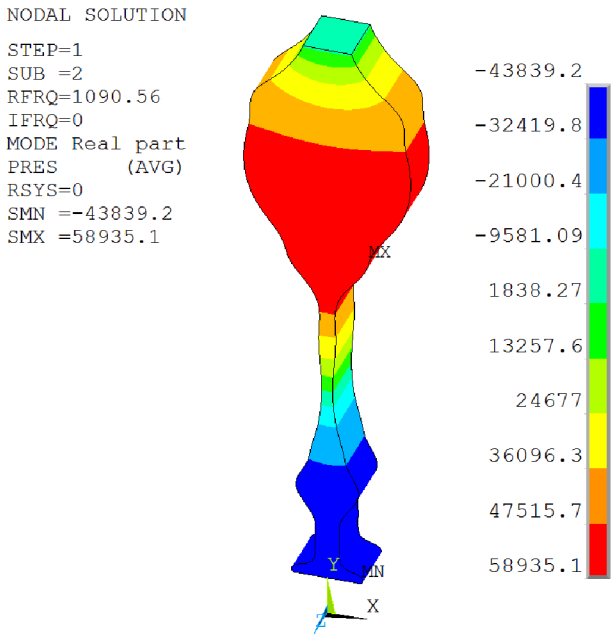
Obr. 13.10 Osmý vlastní tvar kmitání struktury hlasivky pro frekvenci 186,102 Hz

13.3 Modální analýza vokálního traktu pro prostorový model

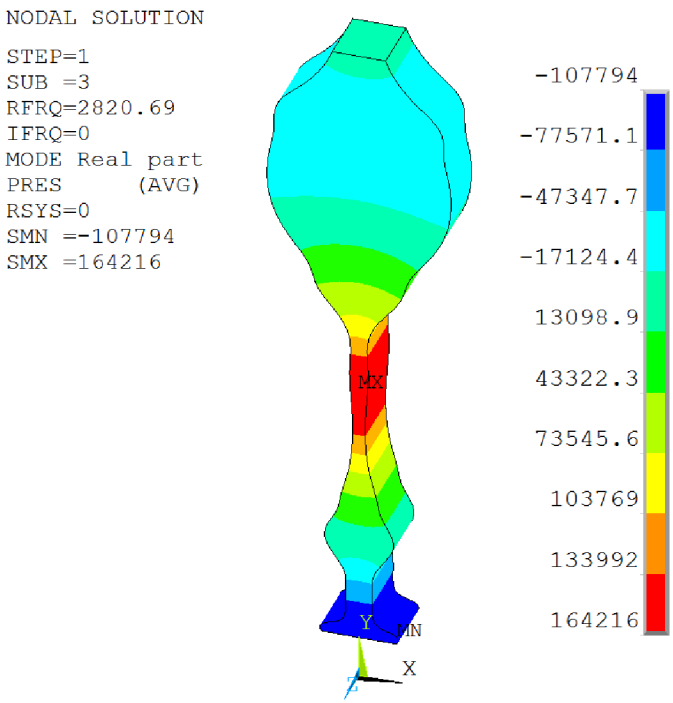
Pro modální analýzu prostorového modelu nadhlasivkové části akustického prostředí vokálního traktu byla předepsána podmínka nulové hodnoty tlaku na komponentě VXPRES (viz Obr. 13.2). Pro řešení modální analýzy je opět nutné zaměnit fluidní prvky FLUID142 na akustické prvky FLUID30. Na Obr. 13.11 až Obr. 13.18 je zobrazeno prvních osm vlastních tvarů rozložení akustických tlaků ve vokálním traktu s hodnotami vlastních frekvencí. Hodnoty prvních tří formantů opět odpovídají rozsahu uváděným v literatuře [68].



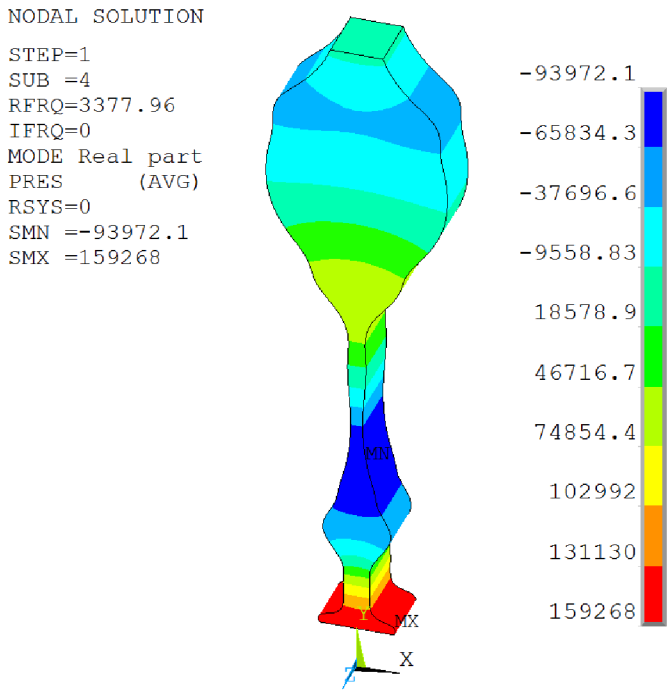
Obr. 13.11 První vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro první vlastní frekvenci vokálního traktu 565,297 Hz



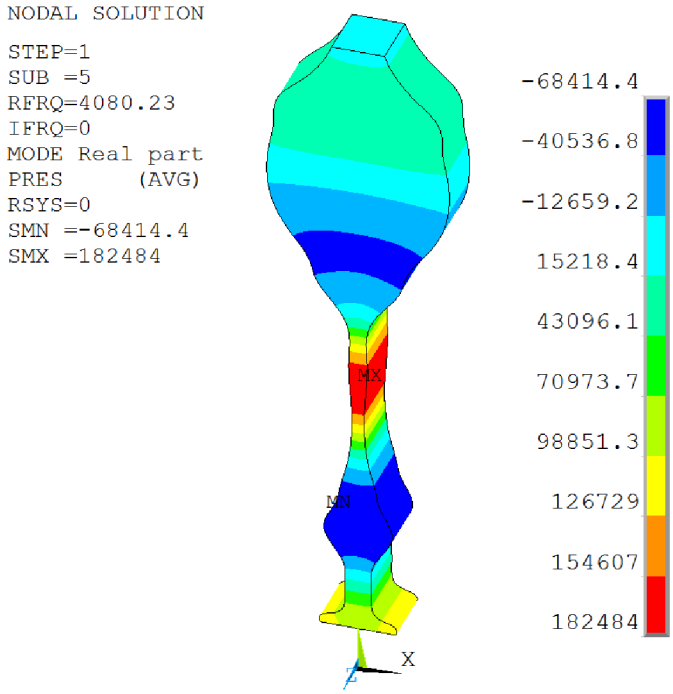
Obr. 13.12 Druhý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro druhou vlastní frekvenci vokálního traktu 1090,56 Hz



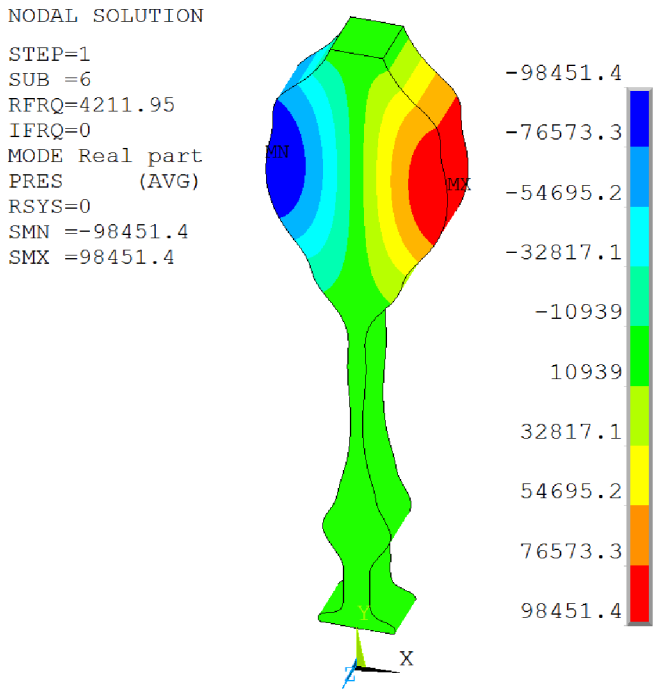
Obr. 13.13 Třetí vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro třetí vlastní frekvenci vokálního traktu 2820,69 Hz



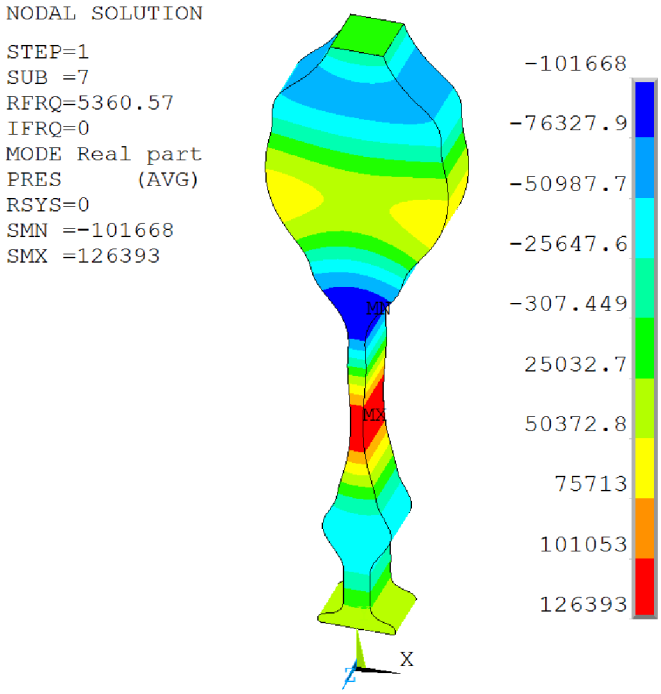
Obr. 13.14 Čtvrtý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro čtvrtou vlastní frekvenci vokálního traktu 3377,96 Hz



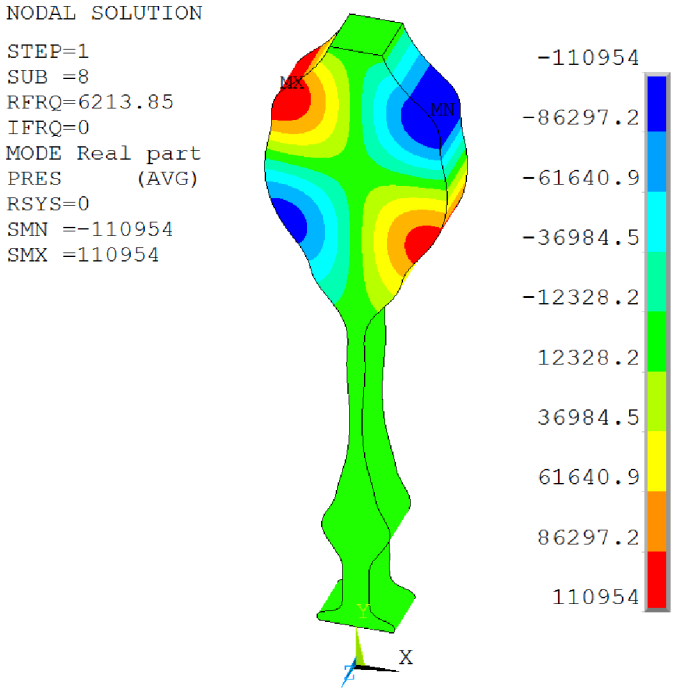
Obr. 13.15 Pátý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro pátou vlastní frekvenci vokálního traktu 4080,23 Hz



Obr. 13.16 Šestý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro šestou vlastní frekvenci vokálního traktu 4211,95 Hz (první příčný tvar)



Obr. 13.17 Sedmý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro sedmou vlastní frekvenci vokálního traktu 5360,57 Hz



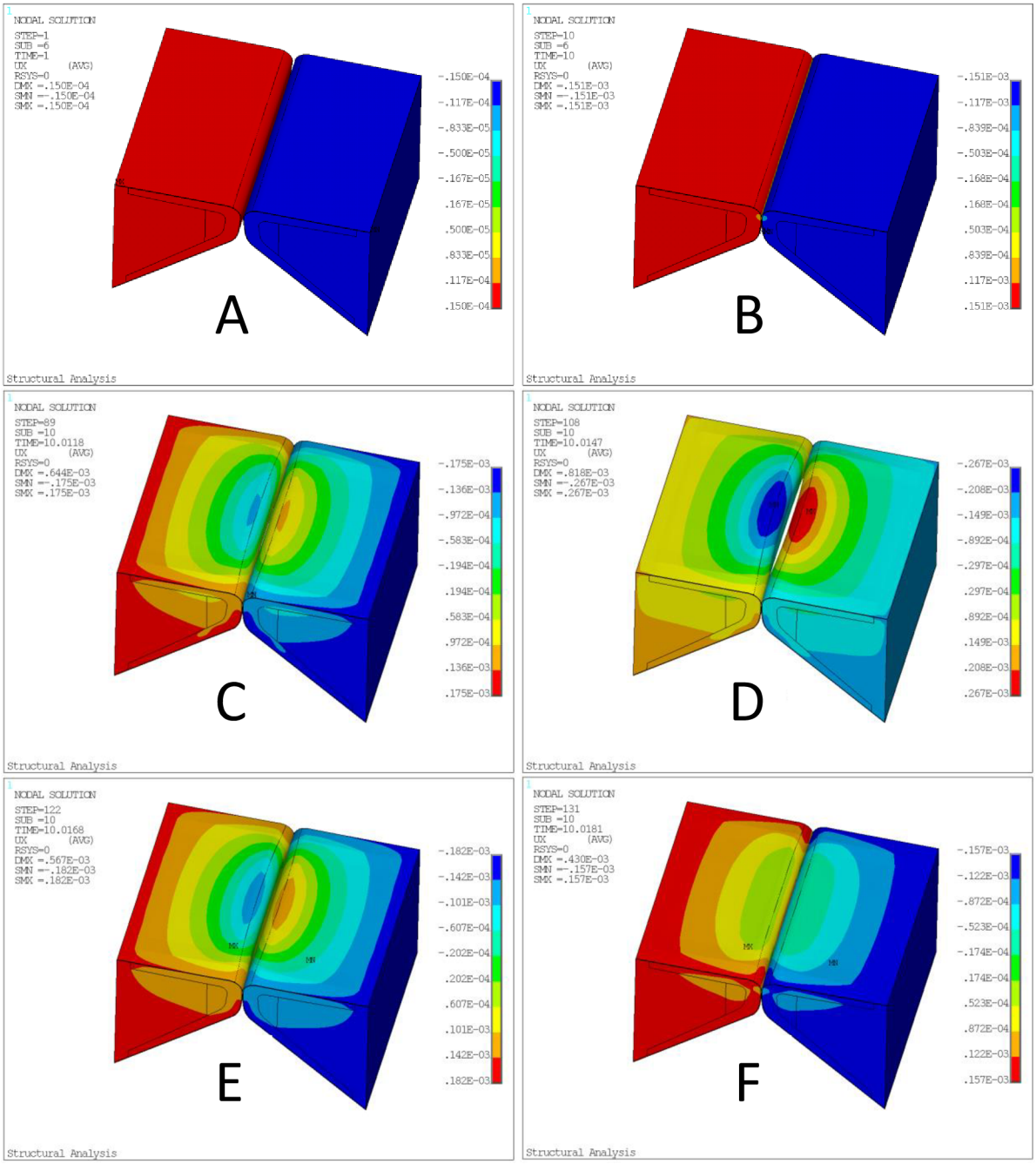
Obr. 13.18 Osmý vlastní tvar rozložení akustického tlaku pro osmou vlastní frekvenci vokálního traktu 6213,85 Hz (druhý příčný tvar)

Z výsledků modální analýzy prostorového modelu vokálního traktu můžeme opět pozorovat, že při šesté a osmé vlastní frekvenci se objevují příčné tvary kmitu, ostatní tvary kmitu jsou podélné.

13.4 Porovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění pro prostorový model

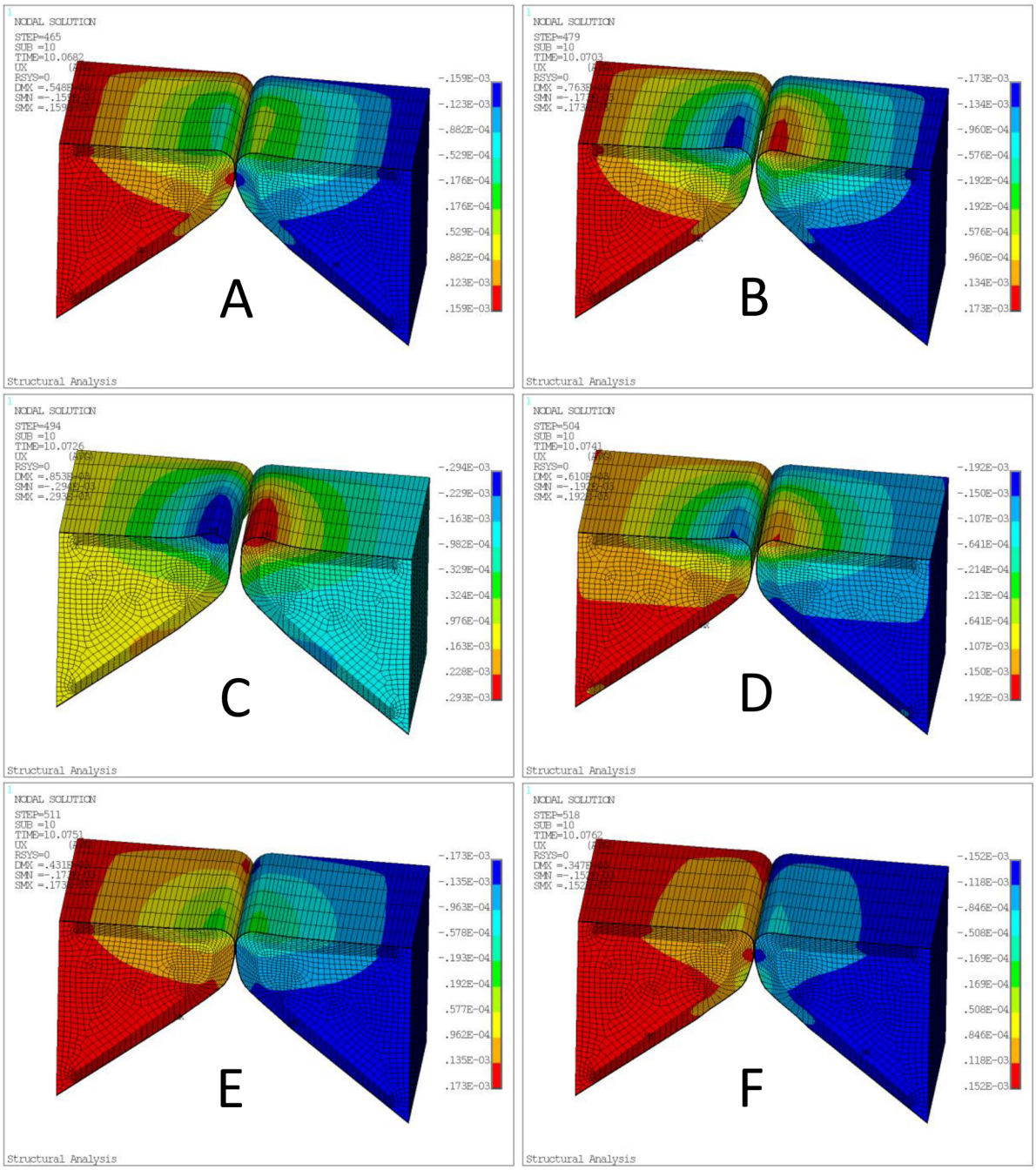
Cílem této kapitoly je srovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění vzduchu při stejných okrajových podmínkách na 3D modelu kmitajících hlasivek [83]. Pro prostorové modely platí stejné rozdíly v nastavení modelů proudění, jaké byly popsány v kapitole týkající se rovinného modelu (kapitola 12.10).

Nastavení tohoto výpočtu odpovídá nastavení pro rovinný model. Na Obr. 13.19A je vidět výchozí pozice hlasivek s mezerou mezi hlasivkami, na Obr. 13.19B jsou zobrazeny hlasivky po přitlačení do kontaktu. Teprve v tomto okamžiku začíná výpočet proudění a interakce mezi strukturou a tekutinou. Vypočtené posuvy ve směru x struktury hlasivek v průběhu jednoho cyklu jsou zobrazeny na následujících obrázcích. Od fáze postupného otevírání hlasivek (Obr. 13.19C), přes maximální otevření mezihlasivkové mezery (Obr. 13.19D) až po jejich postupné uzavírání (Obr. 13.19E) a zavření (Obr. 13.19F).



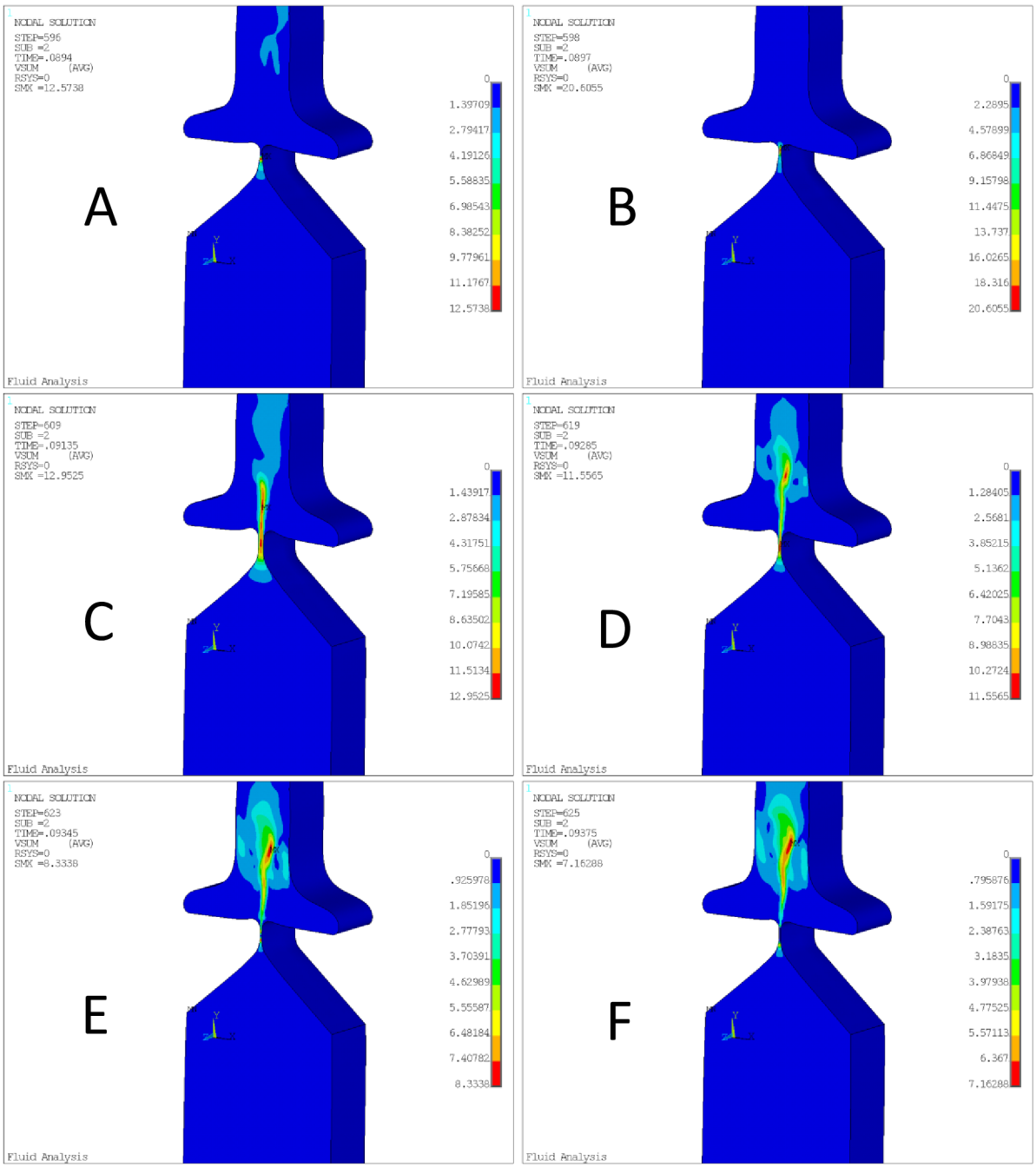
Obr. 13.19 Vypočtené posuvy struktury hlasivek ve směru osy x (po přitlačení do kontaktu čas t=0 s až 0,0181 s)

Na Obr. 13.20 je zobrazen průběh vypočtených posuvů ve směru osy x na řezu vedeném uprostřed délky hlasivek v průběhu jedné periody kmitání. Na Obr. 13.20A je vidět postupné rozevírání hlasivek, otevírání mezihlasivkové mezery v konvergentním postavení hlasivek Obr. 13.20B a změna postavení do divergentního tvaru při maximální hodnotě otevření mezihlasivkové mezery Obr. 13.20C. Následuje fáze uzavírání hlasivek Obr. 13.20D a Obr. 13.20E až po konečné uzavření Obr. 13.20F a cyklus se dále opakuje.



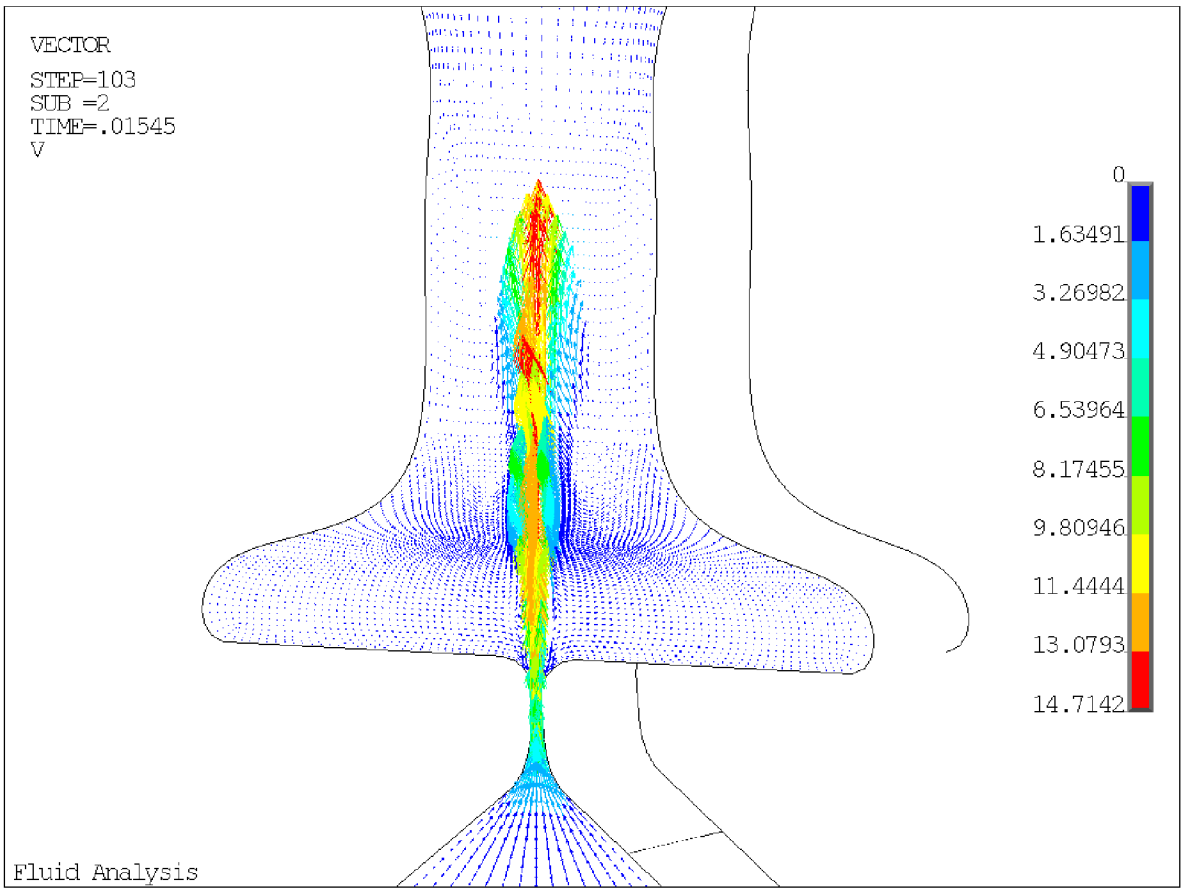
Obr. 13.20 Vypočtené posuvy struktury hlasivek ve směru osy x vykreslené na řezu vedené uprostřed délky hlasivek během jedné periody kmitání (čas 0,0682 s až 0,0762 s)

Na Obr. 13.21 jsou zobrazeny vypočtené průběhy velikosti rychlosti proudění vzduchu v oblasti mezihlasivkové mezery pro stlačitelný model proudění v jednotlivých fázích jedné periody kmitání hlasivek. Na Obr. 13.21A je zobrazena první fáze, kdy se postupně zvyšuje subglotický tlak, a hlasivky se začínají otvírat. Druhá fáze uvedená na Obr. 13.21B představuje stav těsně před otevřením hlasivek, třetí fáze (Obr. 13.21C) představuje výtrysk proudu do vokálního traktu. Čtvrtá fáze demonstruje zakřivení proudu vzduchu z důvodu vírových struktur, které nad hlasivkami vznikly v předchozích periodách kmitání (Obr. 13.21D). V páté fázi (Obr. 13.21E) už je patrné pozvolné uzavírání hlasivek v dolní části. V poslední fázi (Obr. 13.21F) už jsou hlasivky zcela uzavřeny a cyklus se následně znovu vrací do první fáze fonace.



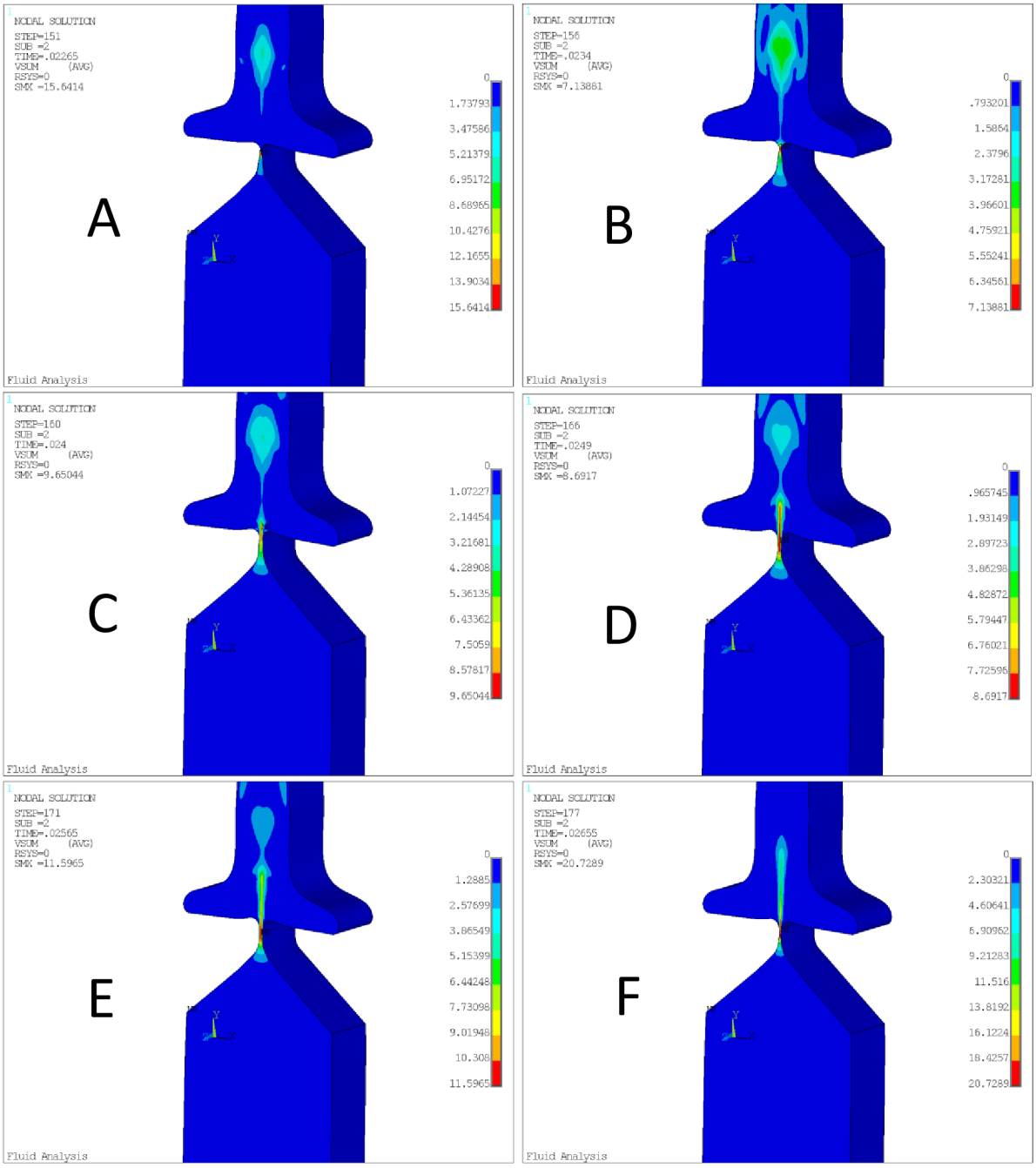
Obr. 13.21 Vypočtené velikosti rychlostí proudění vzduchu v oblasti hlasivek v jednotlivých fázích jednoho cyklu fonace pro stlačitelný model proudění vykreslené na řezu vedeném uprostřed délky hlasivek (čas t = 0,0894 s až 0,09375 s)

Zobrazení rychlosti proudění ve formě vektorů v jednotlivých uzlech sítě ve vybraném čase (t = 0,01545 s) v průběhu fonace je uvedeno na Obr. 13.22.



Obr. 13.22 Vektory rychlosti proudění v okamžiku výtrysku proudu vzduchu z průdušnice do vokálního traktu vykreslené na řezu vedeném uprostřed délky hlasivek

Okrajové podmínky pro následující variantu byly nastaveny stejně jako v předchozím případě pro stlačitelné proudění, pouze model proudění byl uvažován jako nestlačitelný (nastavení uvedeno v kapitole 12.10). Na Obr. 13.23 jsou zobrazeny vypočtené velikosti rychlosti proudění ve stejných fázích fonace jako v případě stlačitelného proudění. Při použití nestlačitelného modelu proudění je zřejmé, že výtrysk proudu stlačeného vzduchu zůstává téměř ideálně osově symetrický a nedochází k jeho zakřivení.

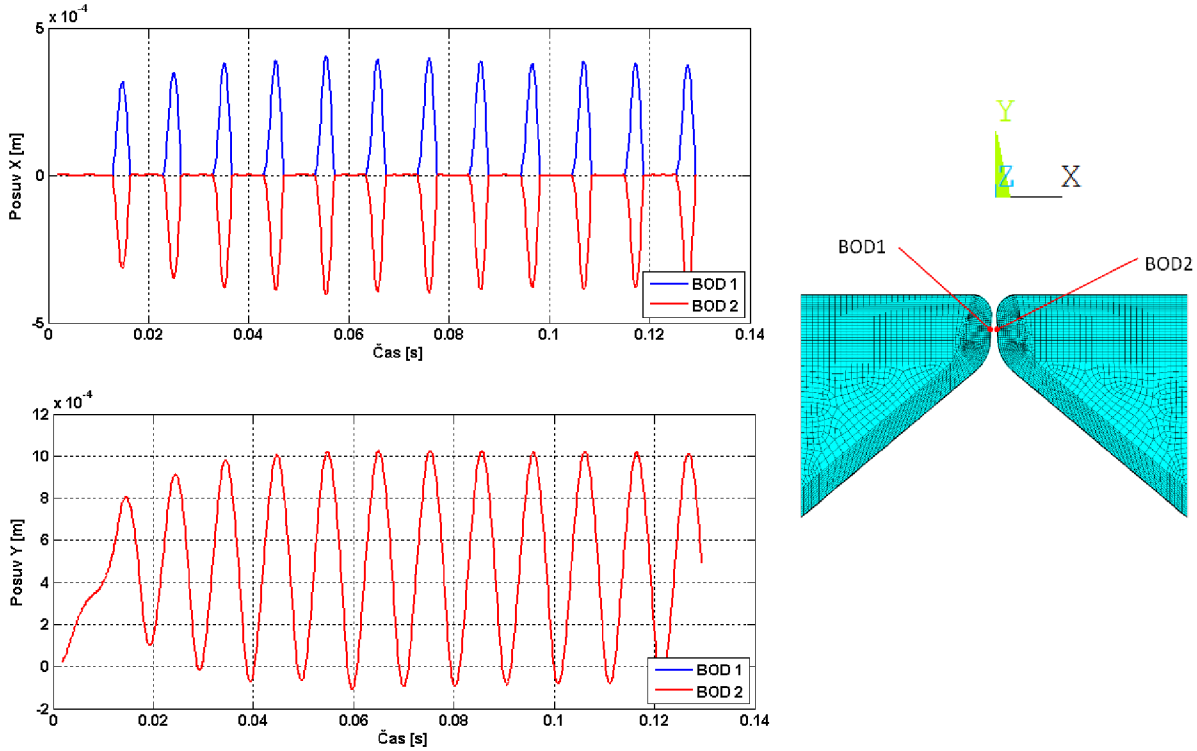


Obr. 13.23 Vypočtené velikosti rychlosti proudění vzduchu v oblasti hlasivek v jednotlivých fázích jednoho cyklu fonace pro nestlačitelný model proudění vykreslené na řezu vedeném uprostřed délky hlasivek (čas t = 0,02265 s až 0,02655 s)

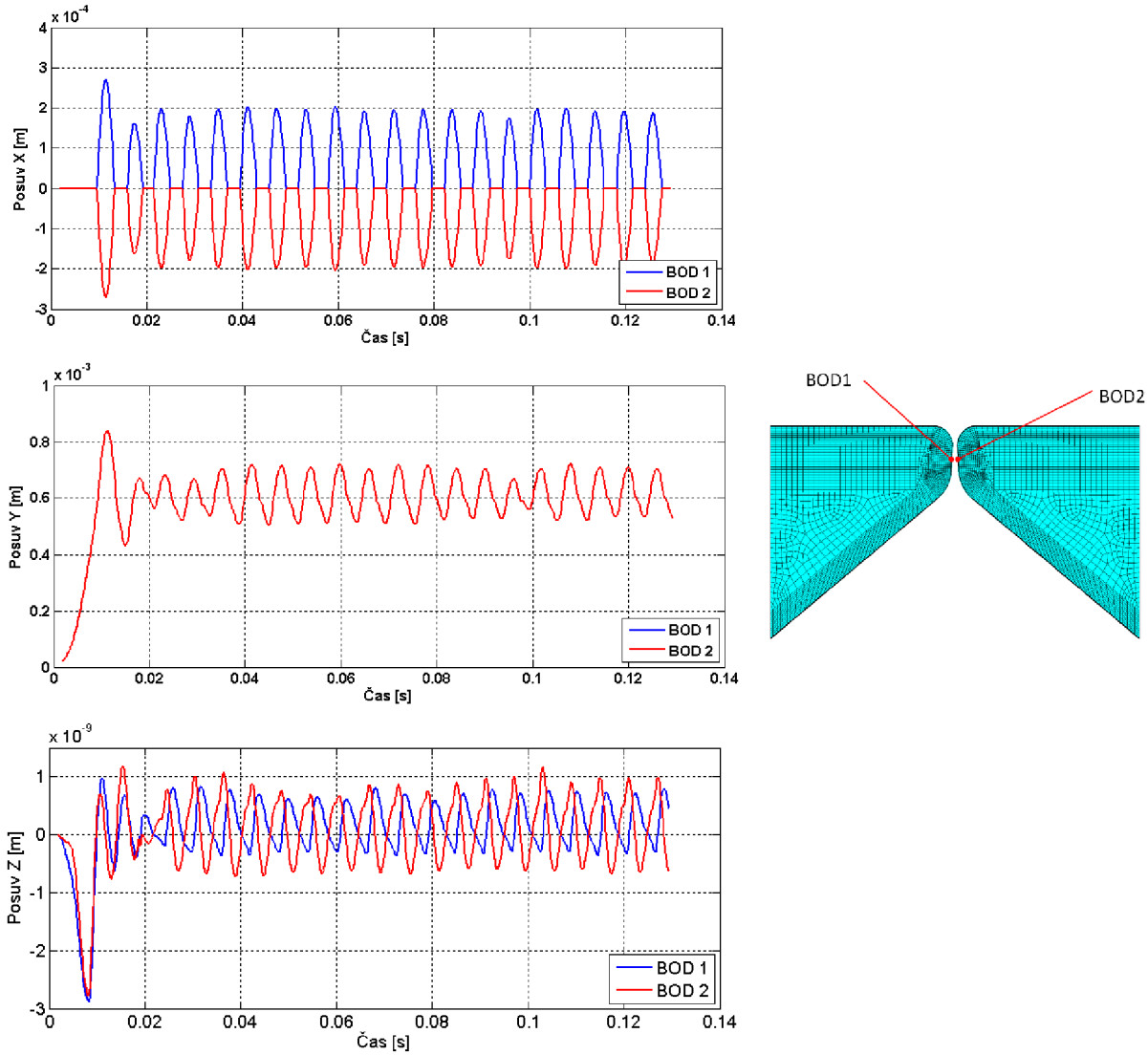
Z výsledků pro prostorový model je opět patrné, že při stlačitelném proudění, kdy za zkoumaný čas proběhne 12 period kmitání, hlasivky kmitají s daleko menší frekvencí (98 Hz) než při nestlačitelném proudění (163 Hz), kdy proběhne za stejný čas až 21 period kmitání. Vyšší základní frekvence pro nestlačitelné proudění je opět způsobena nárůstem tuhosti kmitajícího systému struktura-tekutina vlivem nestlačitelných vlastností vzduchu.

13.4.1 Vyhodnocení pohybu hlasivek

Na Obr. 13.24 a Obr. 13.25 jsou zobrazeny posuvy ve směrech x a y vybraných uzlů na čelech levé a pravé hlasivky uprostřed délky hlasivek pro oba typy proudění. Pro nestlačitelný model proudění je zobrazen také posuv ve směru z, který je však řádově několikanásobně menší (10^{-9}) než posuvy v ostatních směrech (10^{-4}). Z těchto výsledků je opět patrné, že pro oba modely proudění zadaná konstantní rychlost na vstupu do modelu způsobí samobuzené kmitání hlasivek, které se ustálí po několika periodách přechodového režimu. U stlačitelného modelu je fáze otevření hlasivek kratší než fáze jejich uzavření, u nestlačitelného modelu je tomu naopak. Z porovnání amplitud posuvů u obou modelů proudění můžeme pozorovat téměř dvakrát vyšší hodnoty posuvů ve směru osy x v případě stlačitelného proudění (0,0004 m) než je tomu v případě nestlačitelného proudění (0,0002 m). Rovněž pro posuvy ve směru osy y lze pozorovat vyšší maximální hodnoty posuvů pro stlačitelný model proudění (0,001 m) oproti nestlačitelnému modelu (0,0007 m). Podobné závěry byly učiněny rovněž z porovnání rovinných modelů v kapitole 12.10.

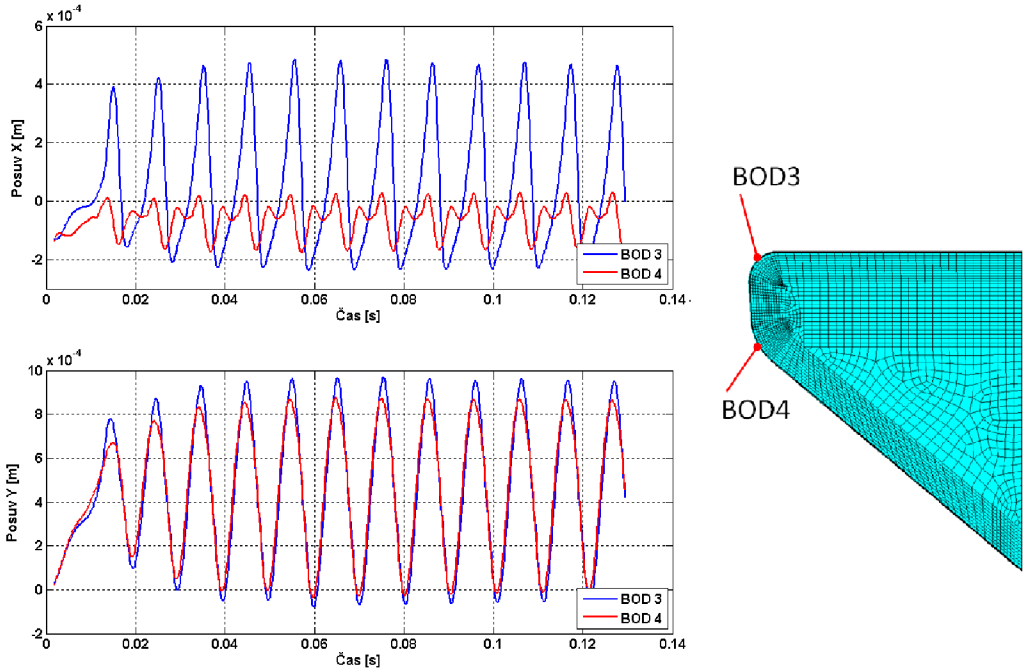


Obr. 13.24 Vypočítané posuvy ve směrech x a y ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

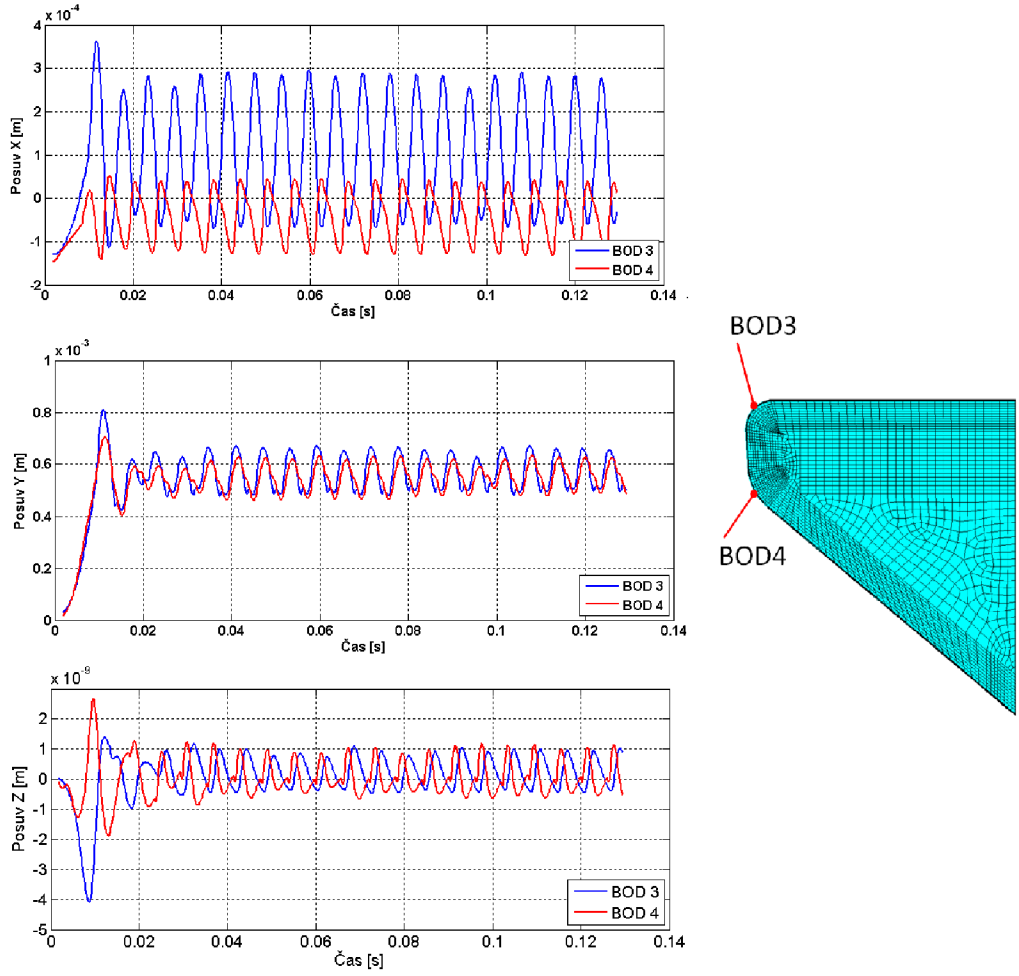


Obr. 13.25 Vypočítané posuvy ve směrech x, y a z ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro nestlačitelný model proudění

Na Obr. 13.26 a Obr. 13.27 jsou zobrazeny posuvy ve směrech x a y ve vybraných bodech v horní a spodní části vnějšího povrchu pravé hlasivky pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění. Z výsledků lze opět pozorovat časové zpoždění horního uzlu vůči spodnímu, které koresponduje se vznikem slizniční vlny u skutečných hlasivek. Pro nestlačitelný model proudění je zobrazen také posuv ve směru z, který je však opět řádově menší oproti posuvům v ostatních směrech.

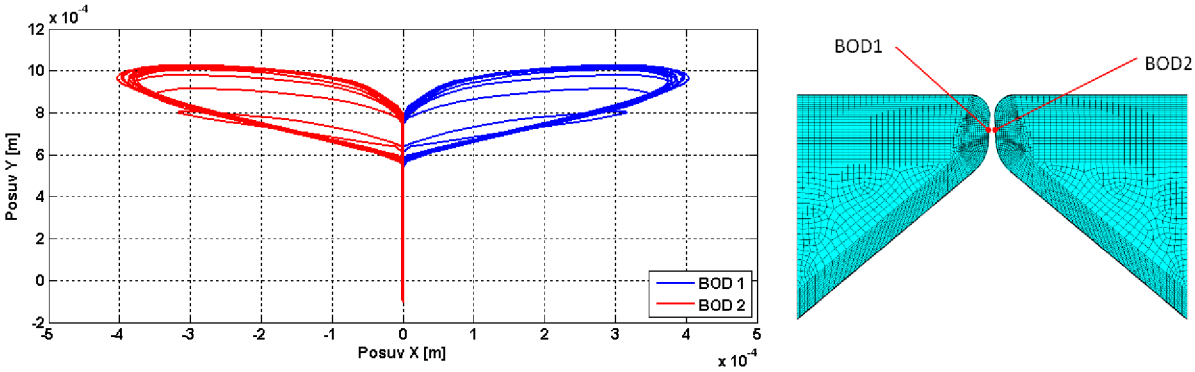


Obr. 13.26 Vypočítané posuvy ve směrech x a y ve dvou vybraných bodech na povrchu pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

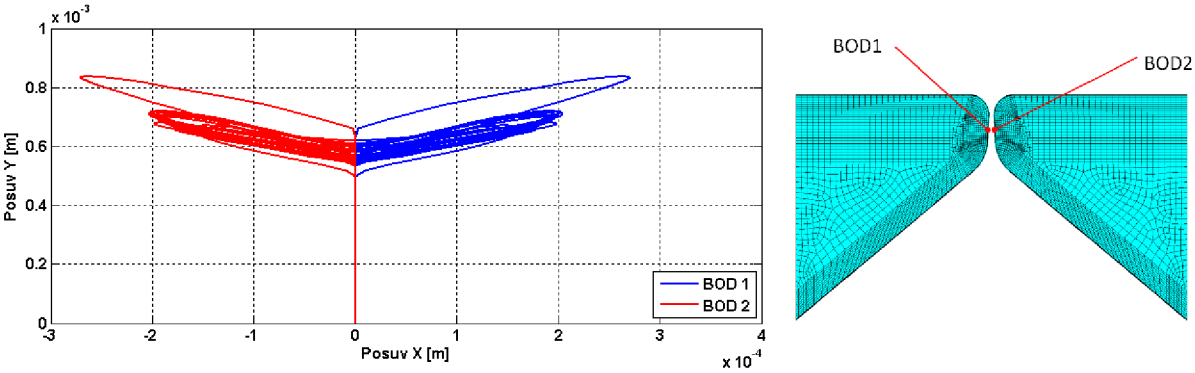


Obr. 13.27 Vypočítané posuvy ve směrech x, y a z ve dvou vybraných bodech na povrchu pravé hlasivky pro nestlačitelný model proudění

Zobrazení trajektorií vybraných uzlů na čelech levé a pravé hlasivky ve frontální rovině (xy) ve středním řezu hlasivek pro jednotlivé modely proudění je uvedeno na Obr. 13.28 a Obr. 13.29. Z tohoto porovnání je patrné, že pro stlačitelný model proudění jsou téměř dvakrát větší posuvy ve směru osy x (0,0004 m), než v případě nestlačitelného proudění (0,0002 m). Ve směru osy y jsou posuvy pro stlačitelný model jen o něco málo vyšší (0,0006 m až 0,0010 m) než pro nestlačitelný (0,0005 m až 0,0007 m).

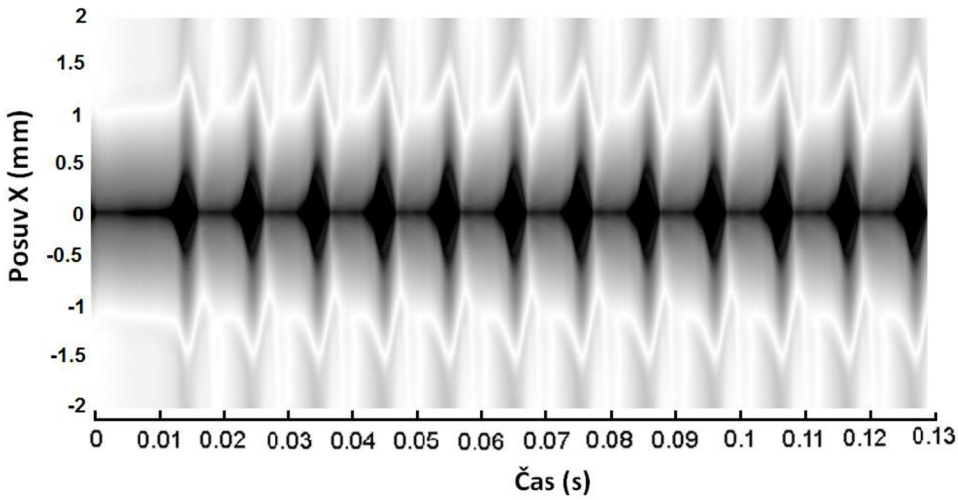


Obr. 13.28 Vypočítané trajektorie ve frontální rovině (xy) ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro stlačitelný model proudění

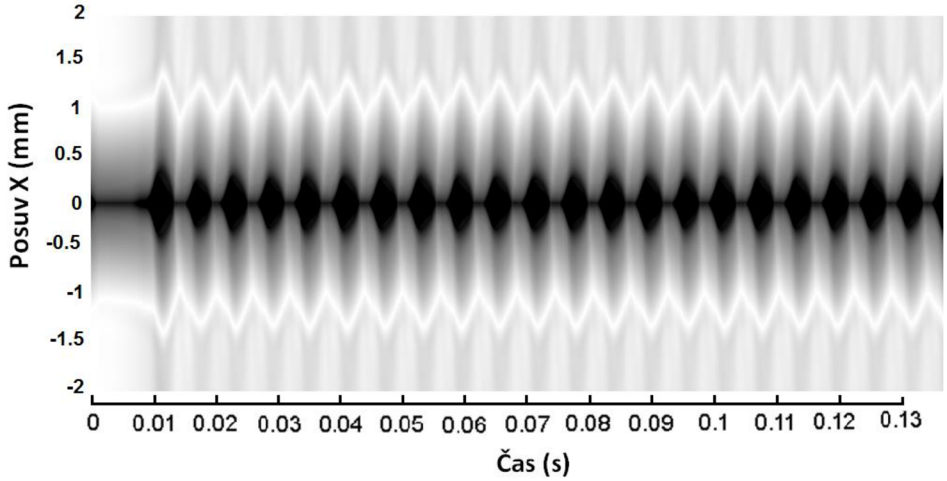


Obr. 13.29 Vypočítané trajektorie ve frontální rovině (xy) ve vybraných uzlech na povrchu levé a pravé hlasivky pro nestlačitelný model proudění

Na Obr. 13.30 a Obr. 13.31 je porovnání videokymogramů pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění získaných z výsledků počítačového modelování na prostorovém modelu. Z výsledků je patrná větší tuhost soustavy pro nestlačitelný model proudění a s tím související větší frekvence kmitání hlasivek. Pro stlačitelný model proudění, kdy jsou posuvy ve směru osy x dvojnásobné, je patrná malá šedá oblast na konci uzavírání hlasivek představující dolní okraj hlasivky při převrácení do divergentního postavení. U nestlačitelného modelu proudění, při kterém kmitá pouze špička hlasivek, je tato oblast o něco menší.



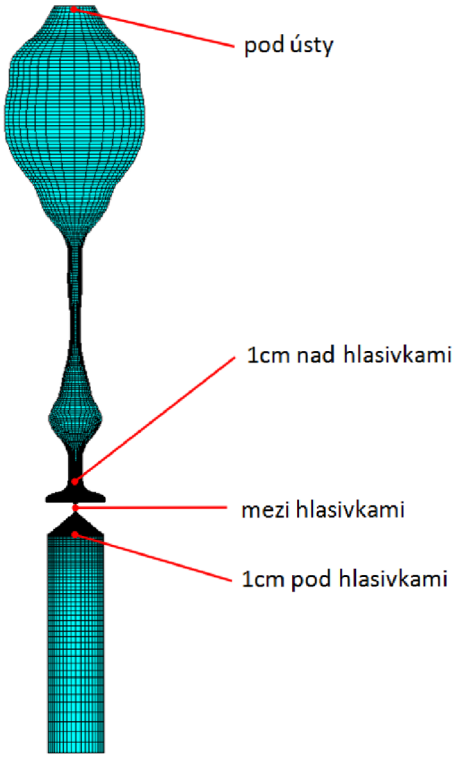
Obr. 13.30 Videokymogram vytvořený z výsledků prostorového MKP modelu pro stlačitelné proudění



Obr. 13.31 Videokymogram vytvořený z výsledků prostorového MKP modelu pro nestlačitelné proudění

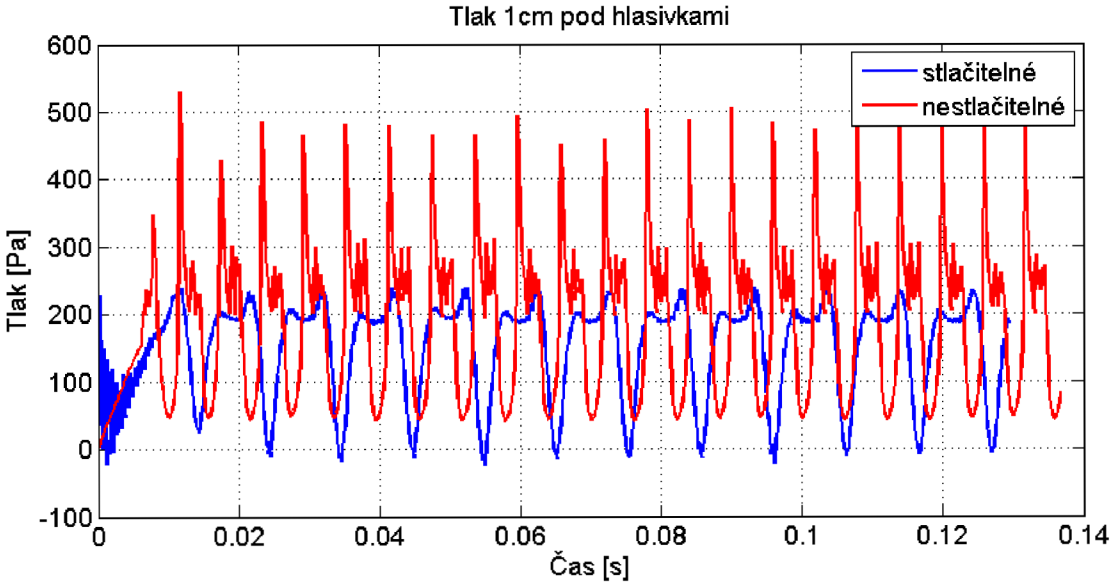
13.4.2 Vyhodnocení výsledků výpočtů proudění

Na Obr. 13.32 jsou zobrazeny polohy vybraných bodů pro vyhodnocení tlaků a rychlostí vzduchu pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění.

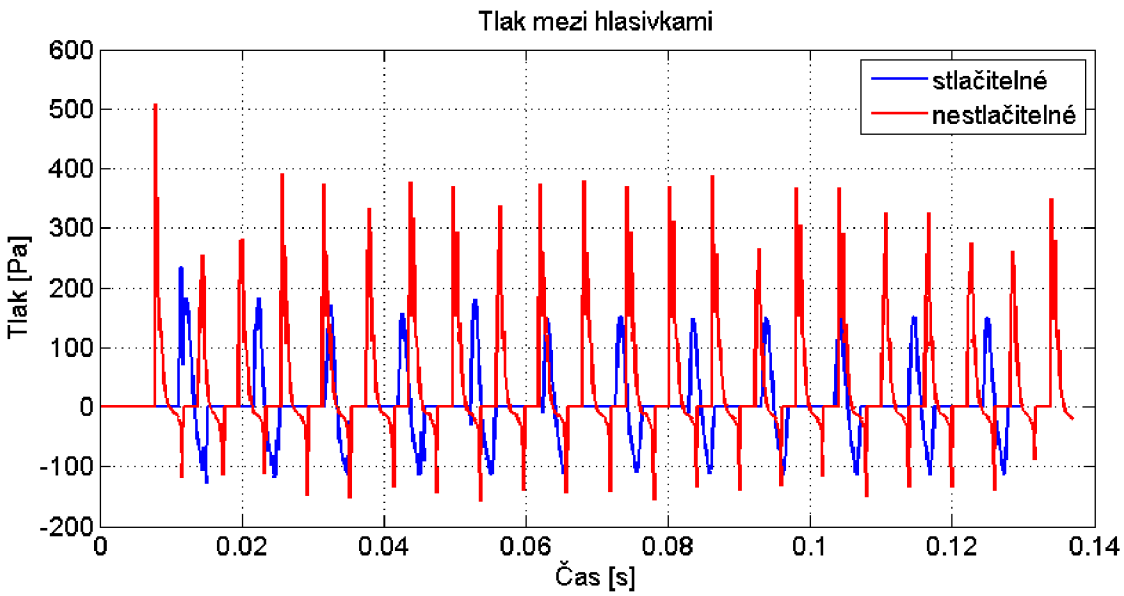


Obr. 13.32 Body pro vyhodnocení tlaků a rychlostí na prostorovém modelu

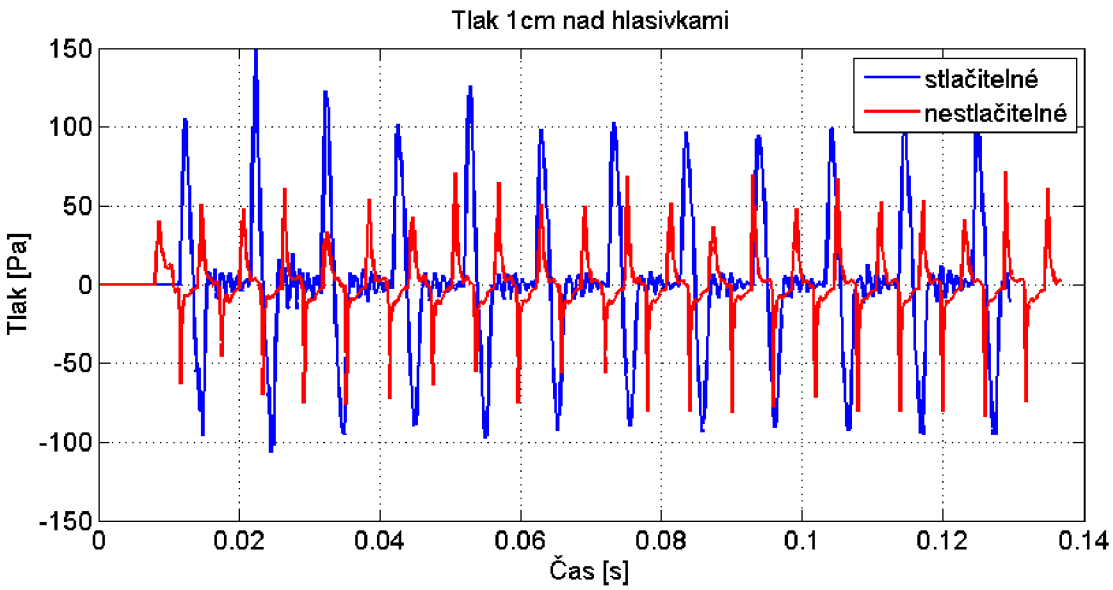
Na Obr. 13.33 až Obr. 13.35 jsou uvedeny vypočítané průběhy tlaků ve vybraných bodech pro oba modely proudění.



Obr. 13.33 Vypočtené tlaky vzduchu ve vybraném bodě pod hlasivkami pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění



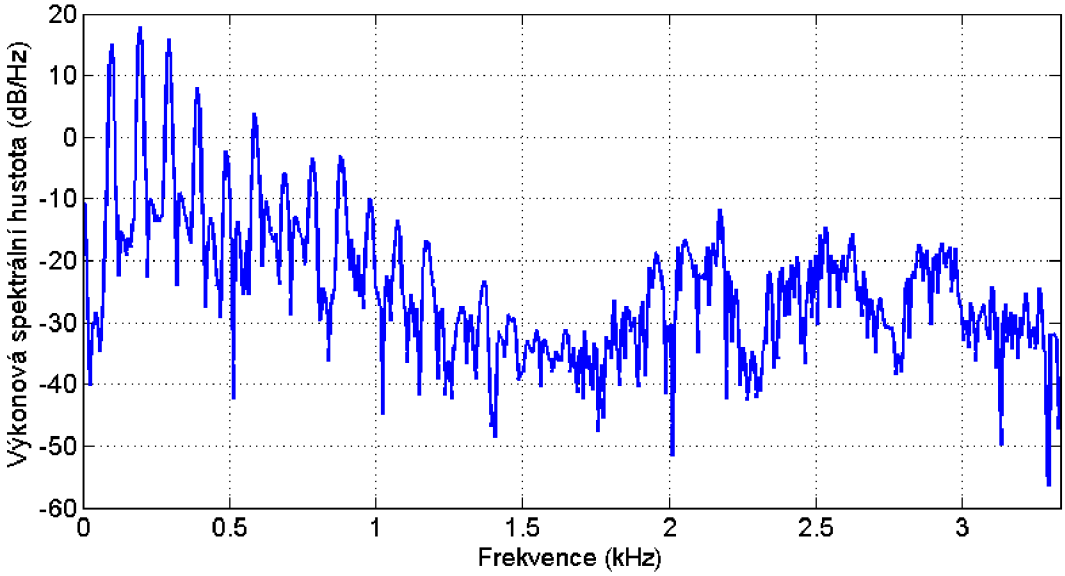
Obr. 13.34 Vypočtené tlaky vzduchu ve vybraném bodě mezi hlasivkami pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění



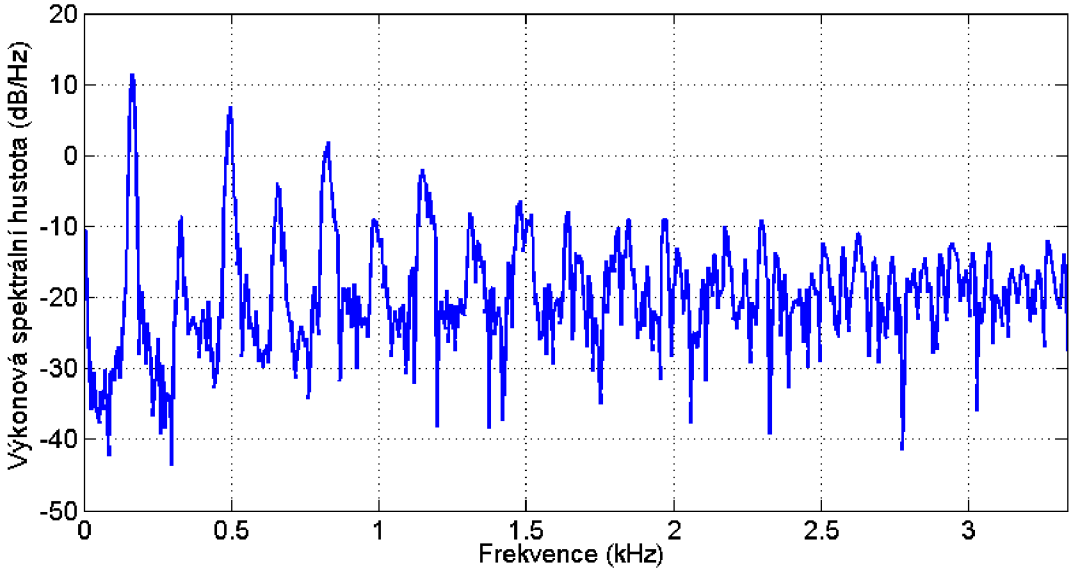
Obr. 13.35 Vypočtené tlaky vzduchu ve vybraném bodě nad hlasivkami pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění

Z vypočtených průběhů tlaků je vidět, že pro nestlačitelný model proudění jsou špičkové hodnoty tlaků pod hlasivkami více než dvakrát tak velké oproti stlačitelnému modelu proudění. V průběhu tlaků nad hlasivkami můžeme pozorovat, že u nestlačitelného modelu proudění jsou maximální hodnoty tlaků nižší než u stlačitelného modelu a po otevření hlasivek následuje jenom jeden překmit z kladných do záporných hodnot. Kdežto u stlačitelného modelu proudění tlak osciluje po otevření hlasivek několikrát z kladných do záporných hodnot a zpět.

Na Obr. 13.36 je uvedena výkonová spektrální hustota pro stlačitelný model proudění ve vybraném bodě nad hlasivkami, odpovídající průběhu modré křivky z Obr. 13.35. Na Obr. 13.37 je výkonová hustota pro nestlačitelný model proudění, která odpovídá průběhu červené křivky z Obr. 13.35.

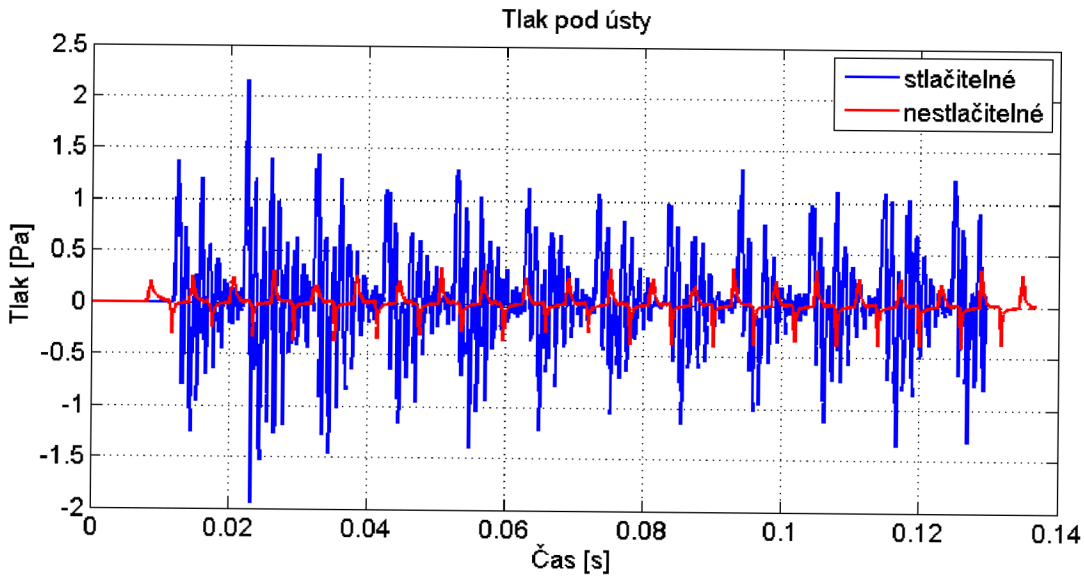


Obr. 13.36 Výkonová spektrální hustota pro vybraný bod nad hlasivkami pro stlačitelný model proudění

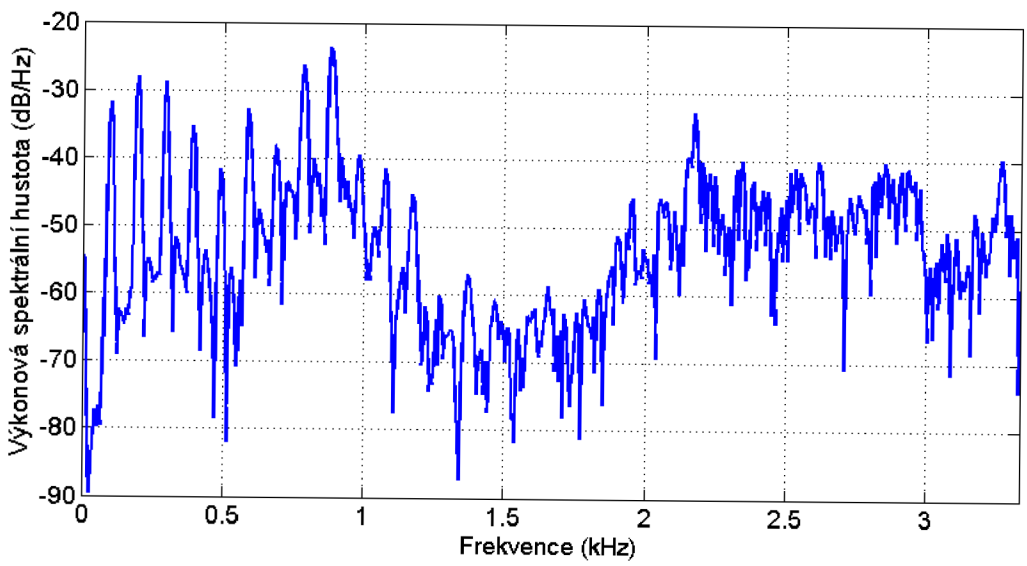


Obr. 13.37 Výkonová spektrální hustota pro vybraný bod nad hlasivkami pro nestlačitelný model proudění

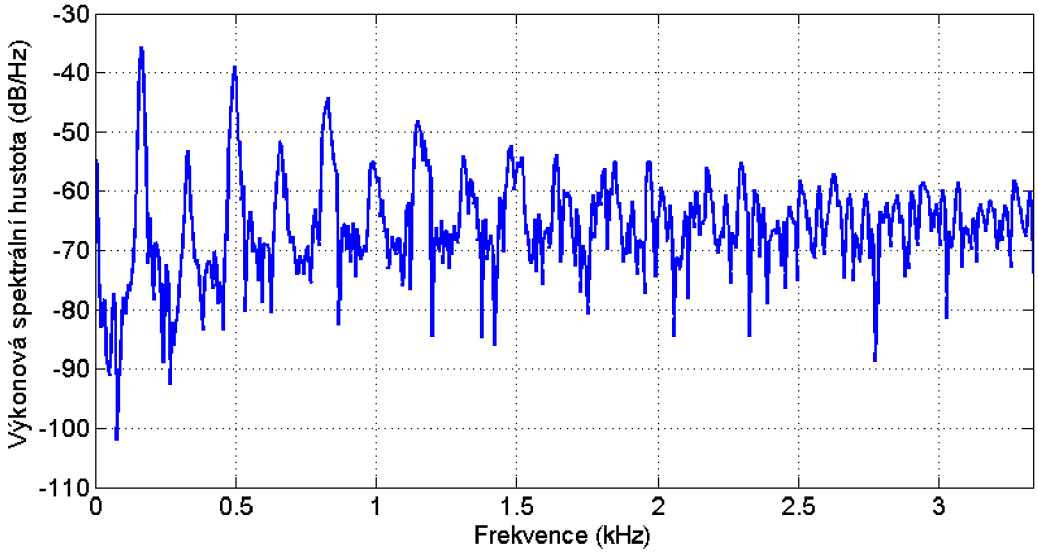
Na Obr. 13.38 jsou zobrazeny průběhy tlaků pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění ve vybraném bodě těsně pod ústy. Odpovídající výkonové spektrální hustoty jsou zobrazeny pro stlačitelný model proudění na Obr. 13.39 a pro nestlačitelný model na Obr. 13.40.



Obr. 13.38 Vypočítané tlaky vzduchu ve vybraném bodě pod ústy pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění



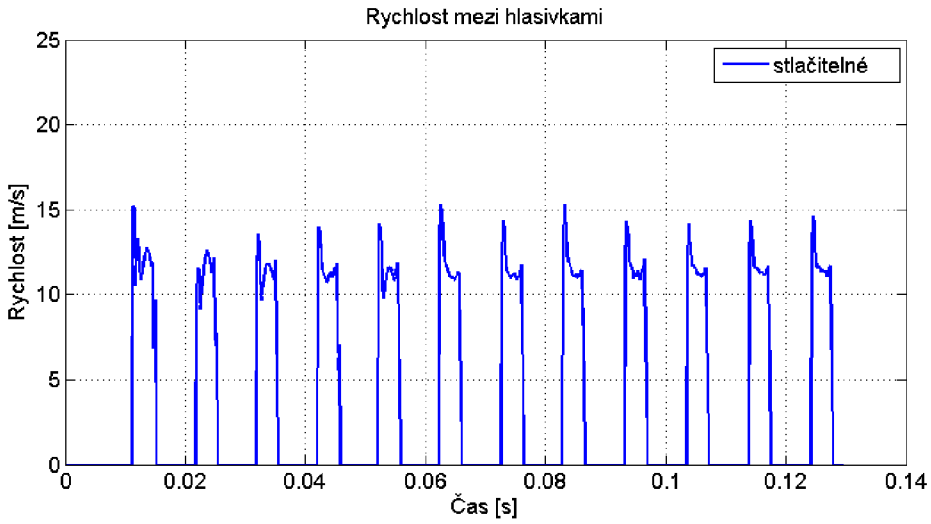
Obr. 13.39 Výkonová spektrální hustota pro vybraný bod pod ústy pro stlačitelný model proudění



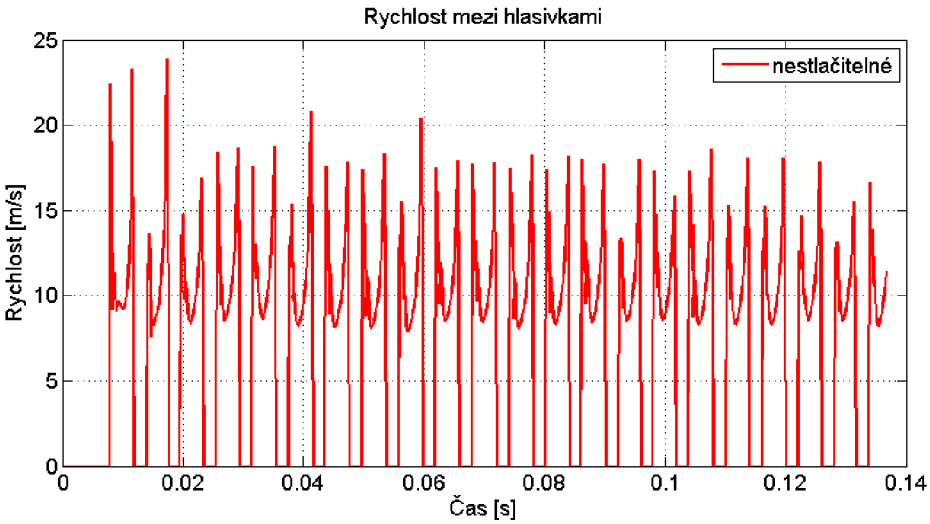
Obr. 13.40 Výkonová spektrální hustota pro vybraný bod pod ústy pro nestlačitelný model proudění

Z výsledných spekter pro oba typy proudění lze pro případ stlačitelného modelu proudění opět pozorovat zesilování vrcholů vyšších harmonických násobků základní frekvence v oblasti výskytu formantu dané české samohlásky [a:] a tyto hodnoty odpovídají hodnotám uváděným v literatuře [68]. Stlačitelný model proudění tedy umožňuje zachytit jevy šíření akustických vln ve vokálním traktu. Ve výsledném spektru pro nestlačitelný model proudění vidíme pouze vrcholky základní frekvence a frekvence jejich harmonických násobků. Model nestlačitelného proudění nedokáže zachytit akustické jevy vyskytující se ve vokálním traktu a musí být proto pro vyhodnocení akustických tlaků použita jiná metoda (například akustická analogie).

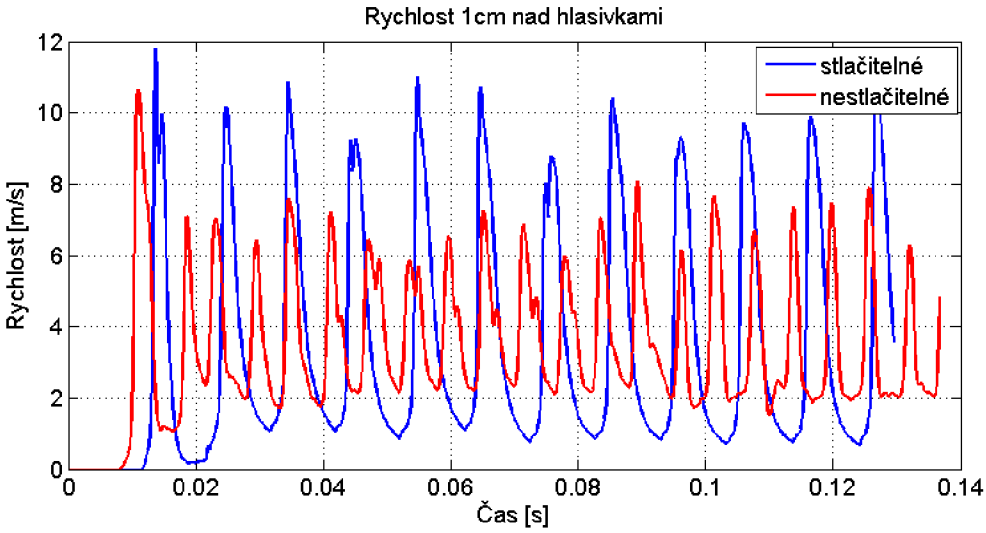
Na Obr. 13.41 až Obr. 13.43 jsou zobrazeny vyhodnocené průběhy velikosti rychlosti proudění vzduchu ve vybraných bodech v okolí hlasivek, na Obr. 13.44 pak v bodě těsně pod ústy.



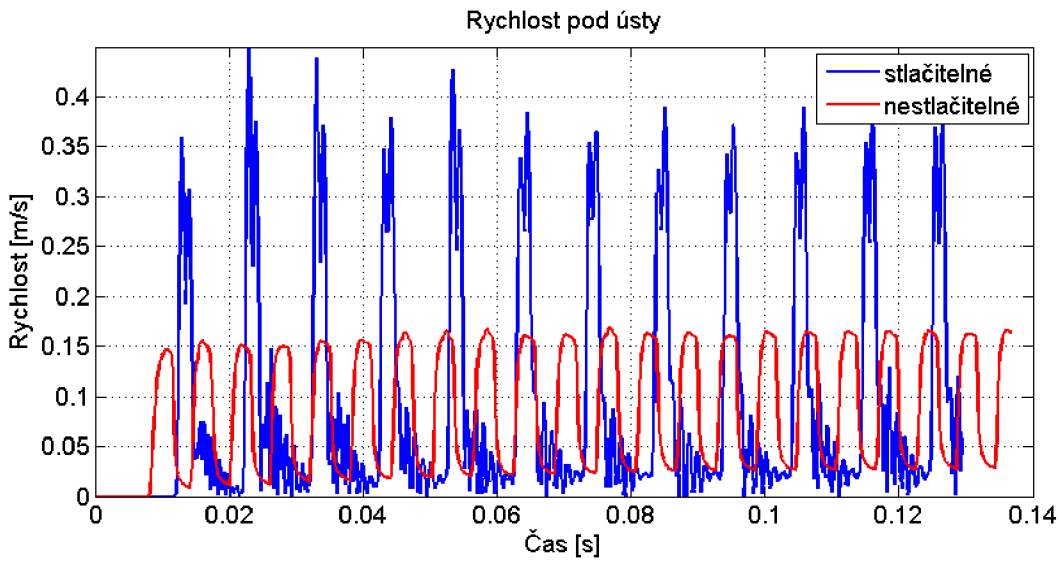
Obr. 13.41 Vyhodnocené velikosti rychlosti proudění vzduchu ve vybraném bodě mezi hlasivkami pro stlačitelný model proudění



Obr. 13.42 Vyhodnocené velikosti rychlosti proudění vzduchu ve vybraném bodě mezi hlasivkami pro nestlačitelný model proudění



Obr. 13.43 Vyhodnocené velikosti rychlosti proudění vzduchu ve vybraném bodě nad hlasivkami pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění



Obr. 13.44 Vyhodnocené velikosti rychlosti proudění vzduchu ve vybraném bodě pod ústy pro stlačitelný a nestlačitelný model proudění

Z Obr. 13.41 a Obr. 13.42 je patrné, že pro nestlačitelný model proudění je mezi hlasivkami mírně vyšší velikost rychlosti proudění, než v případě stlačitelného proudění. Maximální amplitudy velikosti rychlosti se vyskytují stejně jako v případě rovinného modelu po otevření a během uzavírání hlasivek. Pro nestlačitelné proudění jsou maximální hodnoty pro obě fáze přibližně srovnatelné a velikost rychlosti proudění je vyšší spíše během uzavírání hlasivek, zatímco pro stlačitelný model je velikost rychlosti proudění po otevření hlasivek vyšší než během uzavírání hlasivek. Naopak maximální amplitudy rychlostí pro oblasti nad hlasivkami a těsně pod ústy jsou ve srovnání obou modelů na Obr. 13.43 a Obr. 13.44 vyšší v případě stlačitelného proudění.

Celkově tedy můžeme z výsledků výpočtů pro srovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění na prostorovém modelu shrnout následující závěry:

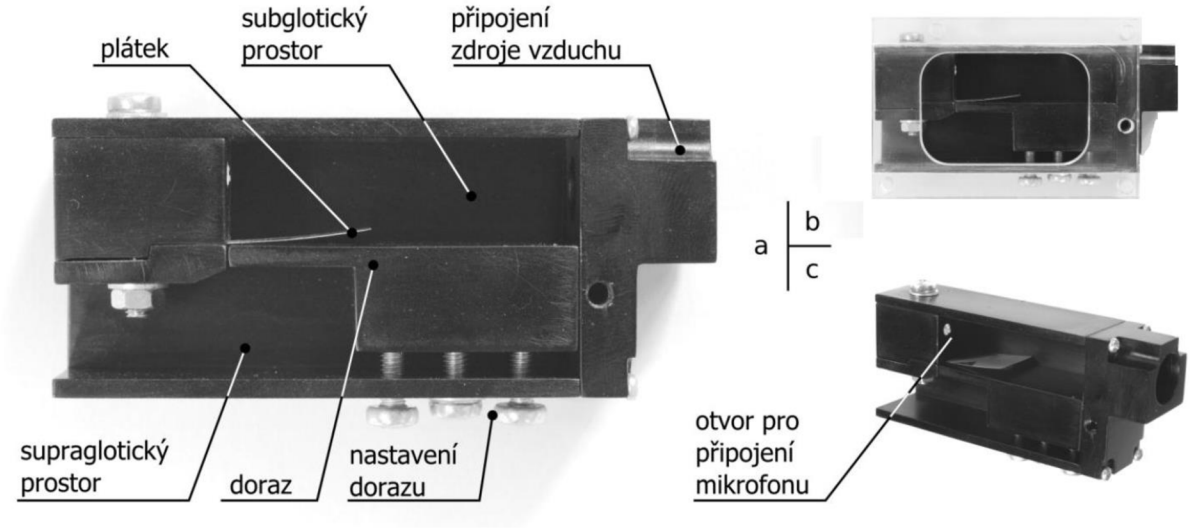
Při nestlačitelném modelu proudění hlasivky kmitají s vyšší základní frekvencí, než u stlačitelného modelu z důvodu zvýšení tuhosti soustavy vlivem stlačitelnosti vzduchu. Pro stlačitelný model proudění se tlakové vlny ve vokálním traktu pohybují rychlostí zvuku, zatímco u nestlačitelného modelu proudění tlaky odpovídají změnám rychlosti proudícího vzduchu. Proto stlačitelný model proudění můžeme přímo použít pro řešení akustických jevů ve vokálním traktu, zatímco u výsledků pro nestlačitelný model proudění musí být akustika řešena jinou metodou, jako například Lighthillovou analogií. Dalším rozdílem je tvar výstupního proudu vzduchu po otevření hlasivek, kdy pro stlačitelné proudění je vlivem přetrvávajících vírových struktur patrné asymetrické zakřivení, zatímco pro nestlačitelné proudění je tvar výstupního proudu téměř symetrický. Model stlačitelného proudění vykazuje výraznou podobnost s chováním skutečných lidských hlasivek, jako jsou změna hlasivkového tvaru z konvergentního do divergentního postavení během jednotlivých period kmitání, základní frekvence kmitání, akustické frekvence odpovídají formantům skutečného vokálního traktu. Rovněž amplitudy posuvů a mezihlasivkových tlaků pro oba modely odpovídají fyziologickým hodnotám skutečných hlasivek.

14 Náhrada zdrojového hlasu pomocí plátkového elementu

Jako jedna z možností náhrad zdrojového hlasu byl zkoumán plátkový element. V průběhu studie, která měla prokázat, zda je tento element schopen nahradit přirozený zdrojový hlas člověka, byl sestaven nastavitelný experimentální model (viz Obr. 14.1) a jemu odpovídající parametrický konečnoprvkový model jazýčkového elementu a navazujících vzduchových kavit (viz Obr. 14.7). Výstupy z této studie jsou detailně popsány v literatuře [58], [107], [108] a [109].

14.1 Experimentální model plátkového elementu

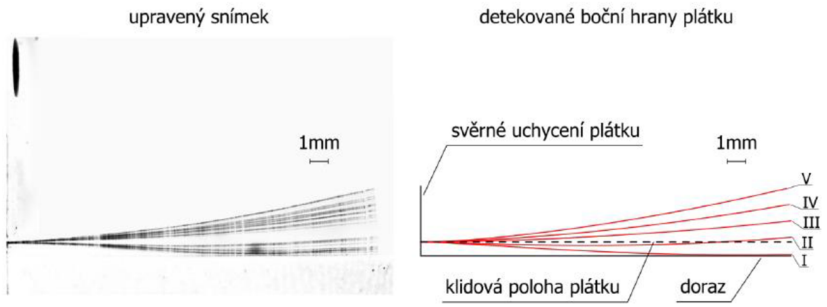
Tento fyzikální model viz Obr. 14.1, jehož kostra je vyrobena z hliníkových slitin, byl zkonstruován pro účely zkoumání, zda lze plátkový element použít jako jednu z možností umělé náhrady zdrojového lidského hlasu. Energie pro buzení plátkového elementu je zajištěna pomocí stlačeného vzduchu ze zásobníku. Model, kromě samotného plátkového elementu, obsahuje také částečný supraglotický a subglotický prostor, do kterých je vyvedeno připojení zdroje stlačeného vzduchu a otvor pro měřící mikrofon. Tyto prostory je možné podle potřeby rozšířit o modely průdušnice a skutečného vokálního traktu. Konstrukce fyzikálního modelu umožňuje snadno měnit tloušťky, materiál a přídavné hmotnosti zkoumaných plátků. Lze také měnit počáteční polohu plátku vůči dorazu. Model je z boční strany opatřen skleněnou stěnou umožňující optická měření pohybu plátku. Délka subglotického prostoru je 50 mm, délka supraglotického prostoru je 40 mm a šířka vnitřního prostoru 20 mm a je v celém modelu konstantní.



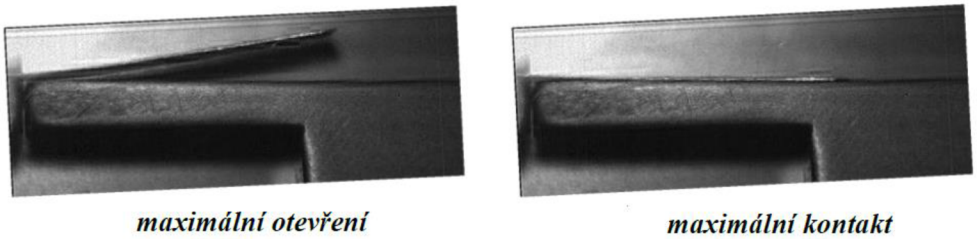
Obr. 14.1 Experimentální model plátkového elementu [58], [108]

Na modelu byly měřeny pohyby plátku bezkontaktními metodami pomocí fotografií při stroboskopickém světle (Obr. 14.2) a pomocí záznamu vysokorychlostní kamerou (Obr. 14.3). První metodou, která není náročná na vybavení, však není možné určení časového průběhu pohybu plátku, ale pouze statické snímky v různých fázích kmitu. Druhou metodou lze zachytit detailní pohyby plátku, je však nutné zajistit dostatečné osvětlení měřeného místa a použít vysokorychlostní kameru schopnou pracovat s nízkou ohniskovou vzdáleností. Toto měření probíhalo na Ústavu metrologie a zkušebnictví FSI VUT a byla při něm použita kamera Olympus iSpeed, která experiment

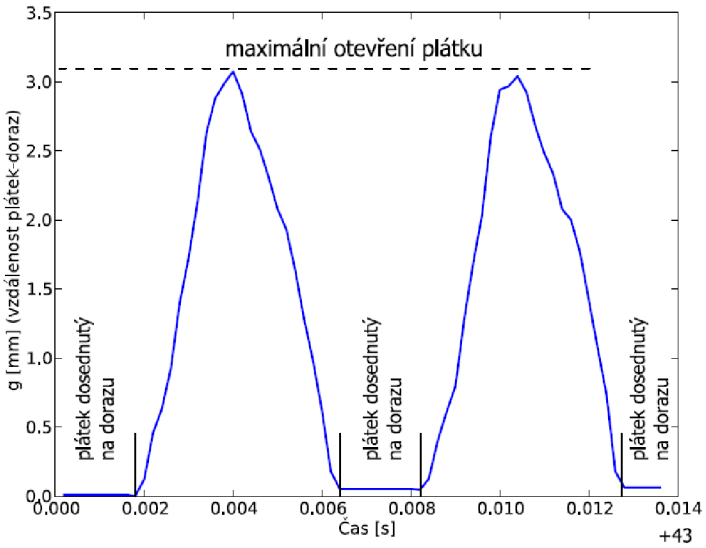
zaznamenávala s frekvencí 5000 Hz. Na Obr. 14.4 je uveden výsledek z měření touto metodou při použití hliníkového plátku o tloušťce 0,11 mm a nastavení hodnoty středního subglotického tlaku 500 Pa.



Obr. 14.2 Pohyb plátku pod stroboskopickým světlem s následnou detekcí hran [108]



Obr. 14.3 Pohyb plátku ze snímků z rychlokamery [108]

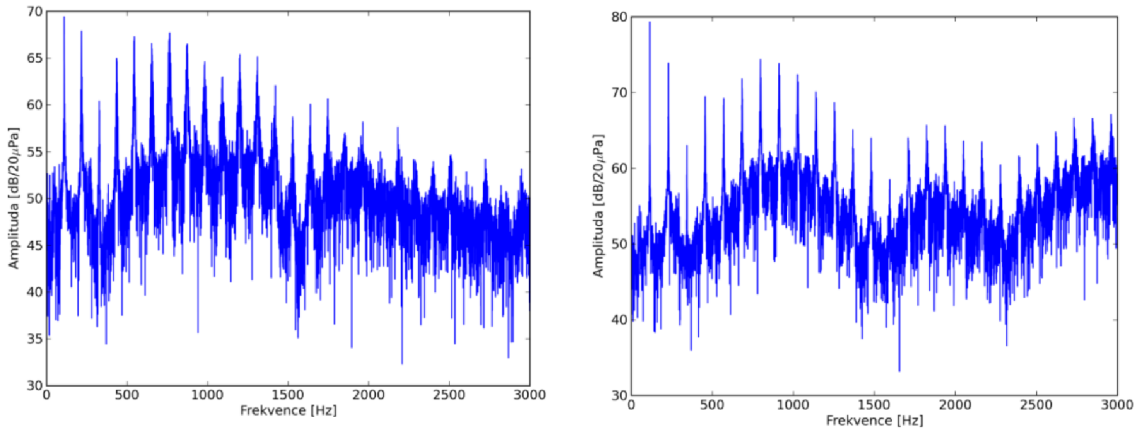


Obr. 14.4 Velikost mezery mezi špičkou plátku a dorazem během dvou period
(data byla získána ze záznamu vysokorychlostní kamery) [108]

Pohyby plátku byly měřeny i kontaktní metodou pomocí tenzometrie, kdy je na plátek nalepen tenzometr a pomocí měření změny přetvoření s vysokou vzorkovací frekvencí je získán průběh přetvoření. To se pak přepočítává na pohyb plátku. Výhodami je snadné určení základní frekvence plátku a snadná synchronizace s měřením akustických tlaků. Nevýhodami jsou nutnost kvalitního přepočtu přetvoření na posuvy a drobná změna dynamických vlastností vlivem přídavné hmotnosti instalovaného tenzometru.

Další veličinou, která byla na experimentálním modelu měřena, je akustický tlak. Zejména pak střední subglotický tlak p_{SGS} na vstupu do modelu, akustický tlak p_{SG} v subglotickém prostoru a měření supraglotického tlaku reprezentující výsledný zdrojový hlas generovaný plátkovým elementem. U středního subglotického tlaku je trubicovým manometrem naplněným vodou měřena statická složka přetlaku v oblasti přívodu stlačeného vzduchu. Jelikož má být měřen přetlak vůči atmosférickému tlaku, je druhý konec trubice manometru otevřen do atmosféry. U akustického tlaku p_{SG} v subglotickém prostoru je nutné zaznamenat jeho časový průběh (dynamickou složku přetlaku). Toto měření bylo provedeno kondenzátorovým mikrofonem Behringer ECM8000 s velkým dynamickým rozsahem (z důvodu předpokládaných vysokých amplitud akustického tlaku). Mikrofon byl upevněn v otvoru pro připojení mikrofonu (viz Obr. 14.1c). V supraglotickém prostoru byl akustický tlak měřen opět kondenzátorovým mikrofonem. Avšak z důvodu toho, že je měření prováděno ve volném prostoru v okolí plátkového elementu, kde se předpokládají nižší hodnoty akustických tlaků než v případě uzavřeného subglotického prostoru, je možné použít mikrofon s větší membránou a tudíž větší citlivostí. Pokud je k supraglotickému prostoru experimentálního modelu navíc připojen model vokálního traktu pro danou samohlásku, pak je tento tlak měřen až ve výstupní části tohoto modelu.

Analogový signál z měřícího mikrofonu byl digitalizován A/D převodníkem Focusrite Saffire LE s vzorkovací frekvencí f_{VZ} = 44,1 kHz. Kalibrace byla provedena kalibrátorem Brüel & Kjeær typ 4231 s frekvencí 1 kHz, a akustickým tlakem 94 dB/20 uPa (≈1 Pa). Z časových záznamů lze posoudit stabilitu signálu, avšak důležitější jsou spektra signálu ve frekvenční oblasti získané rychlou Fourierovou transformací (FFT) pomocí procedury NumPy pro programovací jazyk Python. Tato procedura zahrnuje funkce pro načítání signálu, provedení rychlé Fourierovy transformace, kalibraci a vykreslení spektra výchozího signálu.

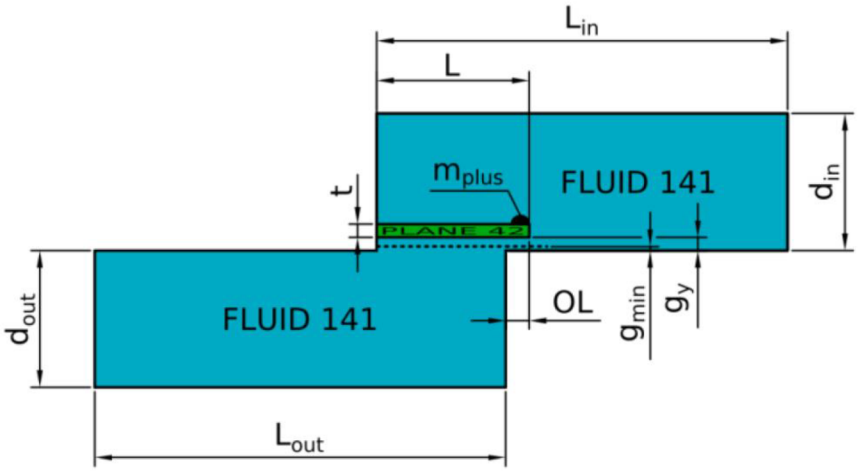


Obr. 14.5 Amplitudo-frekvenční spektra generovaného signálu za plátkovým elementem pro hodnoty subglotického tlaku p_{SGS}= 400 Pa (vlevo) a 700 Pa (vpravo) [108]

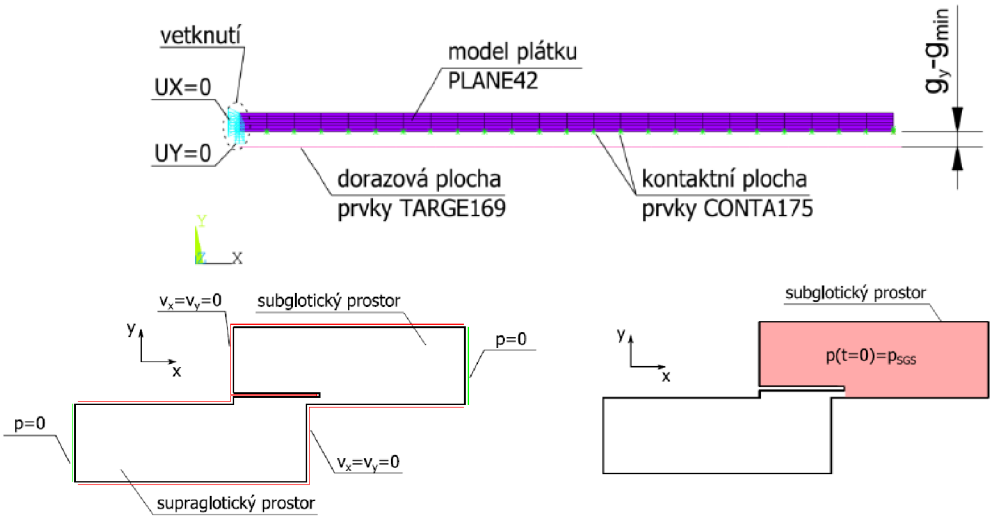
Výsledky experimentů na fyzikálním modelu dokazují, že plátkový element je možné používat pro generování umělého zdrojového hlasu. V amplitudo-frekvenčních spektrech generovaného signálu je obsažen dostatečný počet vyšších harmonických frekvencí (viz Obr. 14.5). Pro nižší hodnoty p_{SGS} = 400 Pa dochází k zatlumení vyšších harmonických frekvencí po zhruba 15 násobcích, ale i tento počet je dostatečný pro srozumitelnost hlásek. Pro vyšší hodnotu p_{SGS} = 700 Pa jsou vyšší harmonické frekvence obsaženy v celém zkoumaném rozsahu.

14.2 Výpočtový model plátkového elementu

Geometrie výpočtového modelu odpovídá experimentálnímu modelu popsanému výše. Rovinný konečnoprvkový výpočtový model plátkového elementu, viz Obr. 14.7, byl vytvořen jako parametrický v APDL kódu v klasickém prostředí komerčního výpočtového programu ANSYS [8]. Plátek je diskretizován pomocí čtyřuzlových rovinných prvků PLANE42 se dvěma stupni volnosti, které umožňují zahrnout velké deformace. Jsou uvažovány lineárně izotropní vlastnosti materiálu plátku s proporcionálním tlumením $\beta=1e^{-6}$ s. Síť okolního vzduchu je vytvořena z rovinných prvků FLUID141, které jsou vhodné pro řešení proudění v tekutinách. V modelu byl použit stlačitelný model vzduchu bez uvažování turbulentního proudění a je zde také zahrnuta interakce struktura-tekutina. Je zde rovněž uvažována kontaktní úloha mezi plátkem a dorazem pomocí kontaktních prvků CONTA175 a TARGE169. Model umožňuje měnit některé z uvedených rozměrů a rovněž také velikost přidané hmotnosti na konci plátkového elementu pomocí prvku MASS21 (m_{PLUS} na Obr. 14.7). Okrajové a počáteční podmínky nastavené pro výpočet jsou uvedeny na Obr. 14.6.

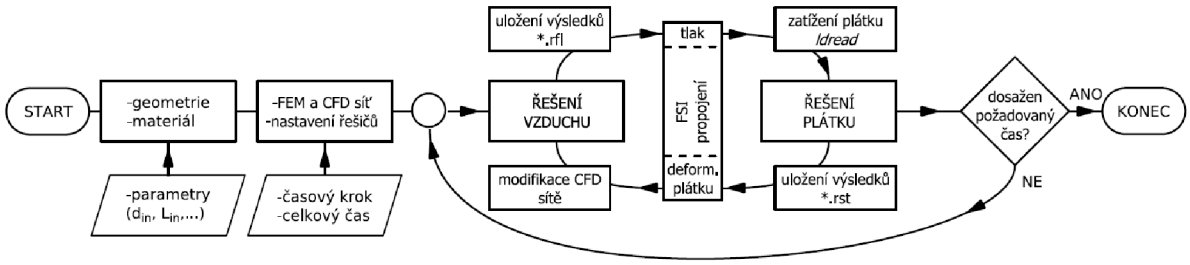


Obr. 14.7 Geometrie výpočtového modelu [58], [108]



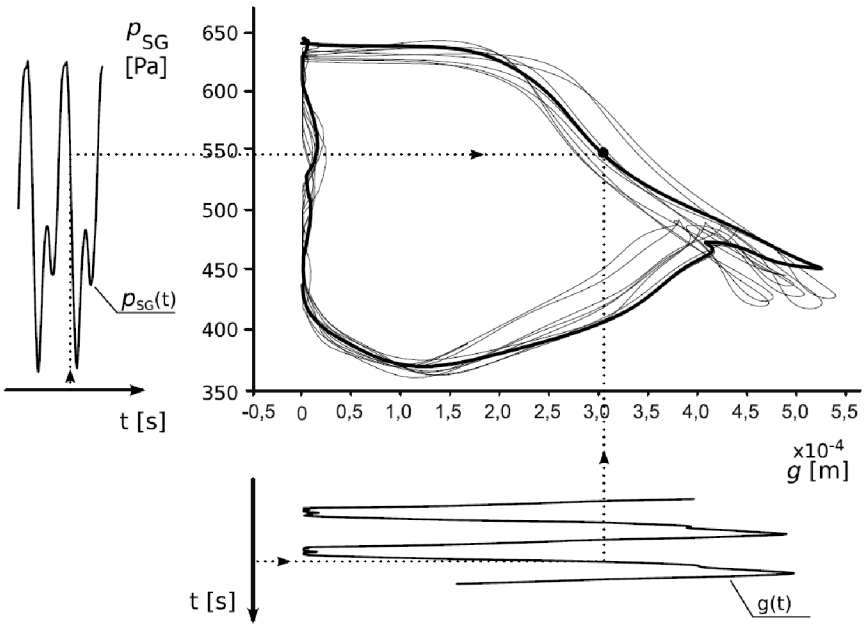
Obr. 14.6 Okrajové a počáteční podmínky výpočtového modelu [58], [108]

Vývojový diagram algoritmu pro oddělené řešení pohybu plátku a proudění vzduchu ve vzduchových kavitách je zobrazen na (Obr. 14.8).



Obr. 14.8 Vývojové schéma algoritmu řešení [58], [108]

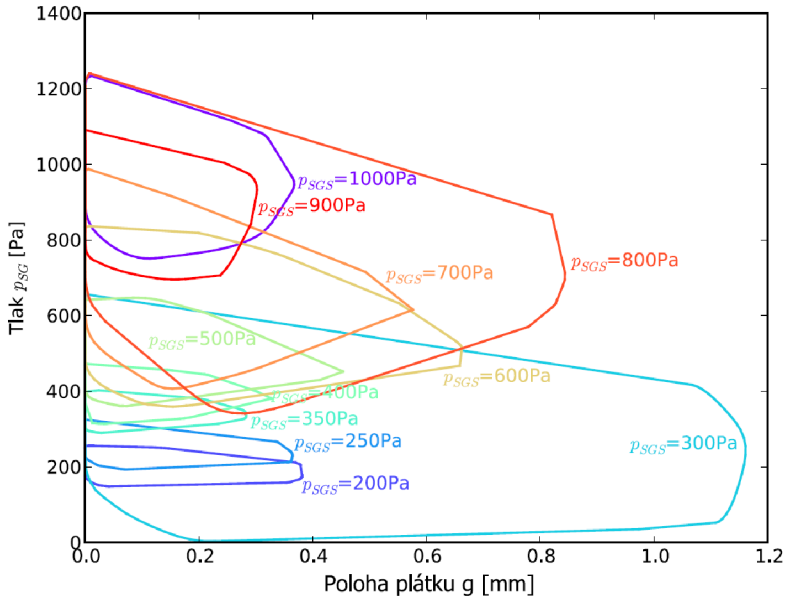
Z výsledků výpočtů byla sestavována charakteristika závislosti subglotického tlaku p_{SG} na velikosti mezihlasivkové mezery g (v případě plátkového elementu mezera mezi plátkem a dorazem). Tato charakteristika je používána v teorii tlakových pulzů vzduchu [62], [63] a je získána vyloučením času z časových průběhů $p_{SG}(t)$ a g(t). Schéma tvorby této charakteristiky je zobrazeno na Obr. 14.9, kdy jeden časový okamžik v obou časových průbězích odpovídá jednomu bodu ve výsledné charakteristice. Propojením těchto bodů dostaneme výslednou smyčku, která je v ideálním případě uzavřená.



Obr. 14.9 Schéma vytvoření charakteristiky p_{SG}-g [58], [108]

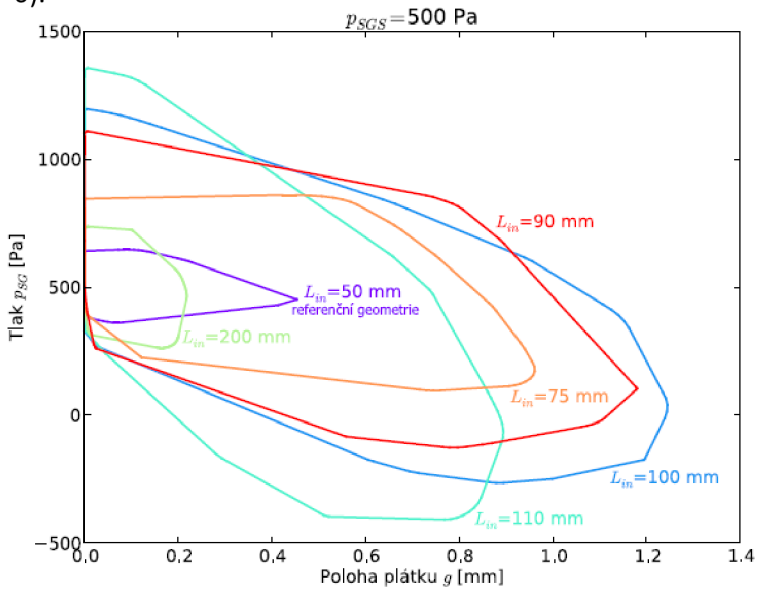
U tohoto modelu byl zkoumán vliv subglotického středního tlaku p_{SGS} na chování plátkového elementu, protože takto změna při fonaci běžně nastává. Tento vliv je v podobě konvexních obálek dobře viditelný na Obr. 14.10. Z výsledku tohoto výpočtu můžeme usuzovat, že při nižších hodnotách subglotického tlaku je charakteristika více podlouhlá ve směru mezery mezi plátkem a dorazem. Se zvyšováním subglotického tlaku se tato mezera snižuje a zvětšuje se rozpětí tlaků p_{SG}. Postupně se

zvyšuje také rozkmit tlaku p_{SG}, při kterém se plátek dostane do kontaktu s dorazem (g=0). Odlišnosti od ostatních hodnot p_{SGS} vykazují varianty pro střední subglotický tlak p_{SGS} = 300 a 800 Pa.



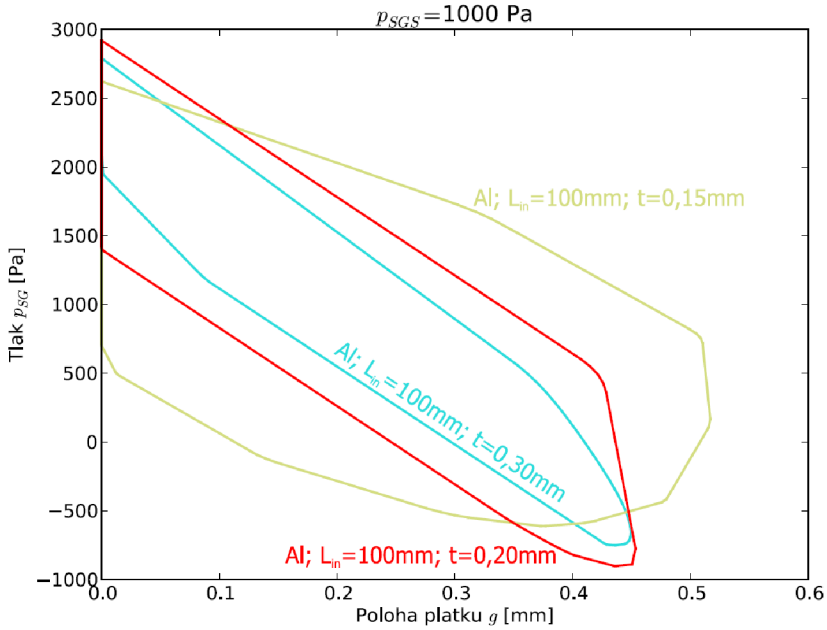
Obr. 14.10 Obálky charakteristiky p_{SG}-g pro různé hodnoty středního subglotického tlaku p_{SGS} [58], [108]

Dalším předmětem zkoumání vlivu na charakteristiku p_{SG}-g byla změna délky subglotického prostoru, která je na Obr. 14.7 značena L_{IN}. Tento vliv je pro hodnotu p_{SGS} = 500 Pa je pak uveden na Obr. 14.11. Z výsledků lze vyvodit závěry, že s rostoucí délkou subglotického prostoru do 100 mm se zvětšuje plocha charakteristiky p_{SG}-g. Dalším zvětšováním L_{IN} už se plocha začíná opět zmenšovat. Podobný trend má i velikost mezery mezi koncem plátku a dorazem. Se zvyšující se délkou subglotického prostoru zároveň roste velikost subglotického tlaku v momentě kontaktu plátku s dorazem (g=0).



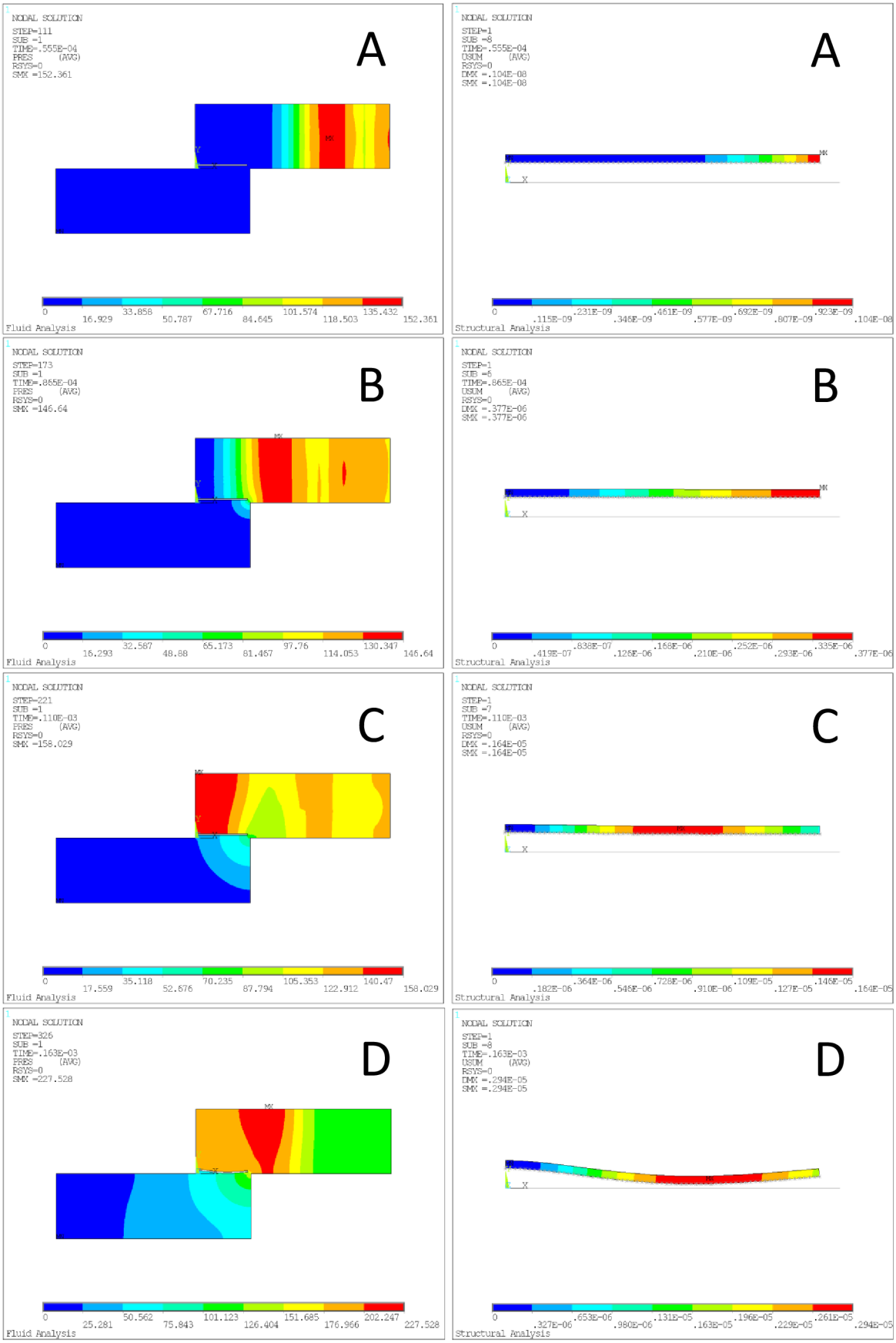
Obr. 14.11 Obálky charakteristiky p_{SG}-g pro různé hodnoty délky subglotické části modelu L_{IN} [108]

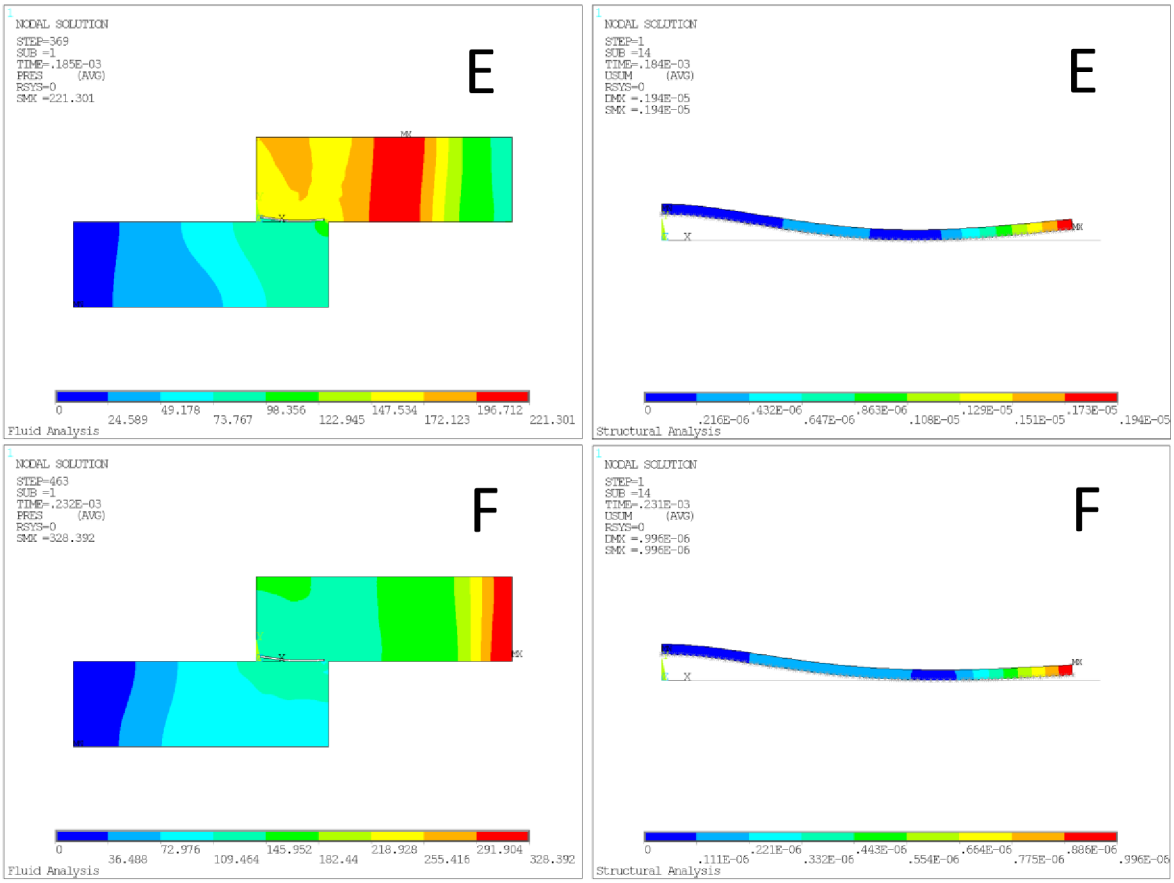
Posledními zkoumanými vlivy na chování plátkového elementu byly materiál a tloušťka plátku. Zkoumání jejich vlivu bylo na rozdíl od ostatních analýz, které uvažovaly ocelový plátek, provedeno pro hliníkový plátek s referenční hodnotou délky subglotické části modelu 100 mm a hodnotou subglotického středního tlaku p_{SGS} = 1000 Pa. Výsledky této analýzy jsou zobrazeny na Obr. 14.12 a je z nich patrné, že pro největší hodnotě tloušťky plátku 0,3 mm je konvexní obálka charakteristiky p_{SG}-g nejužší. Ke kontaktu plátku s dorazem dochází v poměrně úzkém rozmezí hodnot p_{SG}. Se zmenšováním tloušťky plátku se plocha charakteristiky zvětšuje a rozšiřuje se pásmo subglotického tlaku během dorazu (g=0). Podle teorie tlakových pulzů stlačeného vzduchu má doba uzavření hlasivek přímý vliv na výsledný generovaný signál zdrojového hlasu, kdy při delší době uzavření hlasivek vznikají větší tlakové pulzy, jejichž expanzí vzniká zdrojový hlas.



Obr. 14.12 Obálky charakteristiky p_{SG}-g pro různé hodnoty tloušťky plátku t [108]

Vypočtené průběhy tlaků v subglotickém a supraglotickém prostoru v okolí plátku a celkové posuvy plátku ve stejných časových okamžicích jsou zobrazeny na Obr. 14.13 pro jednotlivé fáze kmitání plátku od postupného nárůstu tlaku nad plátkem (fáze A, B), přes ohýbání plátku (fáze C, D), po kontakt plátku s dorazem (fáze E, F).


A
NODAL SOLUTION
STEP=111
SUB =1
TIME=.555E-04
PRES (AVG)
RSYS=0
SMX =152.361
0 16.929 33.858 50.787 67.716 84.645 101.574 118.503 135.432 152.361
Fluid Analysis
A
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =8
TIME=.555E-04
USUM (AVG)
RSYS=0
DMX =.104E-08
SMX =.104E-08
0 .115E-09 .231E-09 .346E-09 .461E-09 .577E-09 .692E-09 .807E-09 .923E-09 .104E-08
Structural Analysis
B
NODAL SOLUTION
STEP=173
SUB =1
TIME=.865E-04
PRES (AVG)
RSYS=0
SMX =146.64
0 16.293 32.587 48.88 65.173 81.467 97.76 114.053 130.347 146.64
Fluid Analysis
B
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =6
TIME=.865E-04
USUM (AVG)
RSYS=0
DMX =.377E-06
SMX =.377E-06
0 .419E-07 .838E-07 .126E-06 .168E-06 .210E-06 .252E-06 .293E-06 .335E-06 .377E-06
Structural Analysis
C
NODAL SOLUTION
STEP=221
SUB =1
TIME=.110E-03
PRES (AVG)
RSYS=0
SMX =158.029
0 17.559 35.118 52.676 70.235 87.794 105.353 122.912 140.47 158.029
Fluid Analysis
C
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =7
TIME=.110E-03
USUM (AVG)
RSYS=0
DMX =.164E-05
SMX =.164E-05
0 .182E-06 .364E-06 .546E-06 .728E-06 .910E-06 .109E-05 .127E-05 .146E-05 .164E-05
Structural Analysis
D
NODAL SOLUTION
STEP=326
SUB =1
TIME=.163E-03
PRES (AVG)
RSYS=0
SMX =227.528
0 25.281 50.562 75.843 101.123 126.404 151.685 176.966 202.247 227.528
Fluid Analysis
D
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =8
TIME=.163E-03
USUM (AVG)
RSYS=0
DMX =.294E-05
SMX =.294E-05
0 .327E-06 .653E-06 .980E-06 .131E-05 .163E-05 .196E-05 .229E-05 .261E-05 .294E-05
Structural Analysis



Obr. 14.13 Vypočtené průběhy tlaků v subglotickém a supraglotickém prostoru (vlevo) a celkové posuvu plátku (vpravo) během jednotlivých fází kmitání plátku [58] (uvedené tlaky jsou v Pascalech a posuvy v metrech)

15 Náměty na další rozvoj

Dalším vývojem pro modely šepotu by mělo být zahrnutí analýzy proudění v modelu pro šepot přes nepohyblivý model hlasivek.

Pro analýzu modelování generování samohlásek nahlas by bylo možno zahrnout následující vylepšení stávajícího modelu:

z hlediska modelu tkáně hlasivek

- Uvažování reálného tvaru hlasivek místo idealizované M5 Shererovy geometrie a zahrnutí zužování hlasivek po délce
- Model materiálu více se přibližující reálnému chování tkáně hlasivek. Místo lineárního izotropního použít například ortotropní, anizotropní, případně viskoelastický nebo hyperviskoelastický, u těchto modelů by však bylo obtížné získat adekvátní experimentální materiálová data pro všechny strukturální vrstvy hlasivek
- Zahrnutí aktivace hlasivkového svalu, případně nastavení do fonačního postavení podle skutečného pohybu hrtanových chrupavek a působení svalů

z hlediska modelování proudění

- Uvažování reálného tvaru vokálního traktu bez zjednodušení v podobě napřímeného modelu (zejména pro prostorový 3D model, kde je uvažována konstantní šířka vytažení do prostoru).
- Zahrnutí pokročilejších modelů turbulence LES (Large Eddy Simulation), DES (Detached Eddy Simulation) nebo SAS (Scale adapted Simulation)
- Zahrnutí absorbce na stěnách vokálního traktu například pomocí PML (Perfectly Matching Layer)
- Detailnější modelování ukončení vokálního traktu v oblasti úst (modelování rtů, případně okolí hlavy, zahrnutí impedance)

Vytvořené výpočtové modely by bylo možné využít pro modelování patologických jevů v tkáni hlasivek (jako jsou Reinkeho edém, sulcus vocalis, uzlíky, polypy, atd.) což by mohlo přispět k zlepšení diagnostiky těchto hlasových poruch.

Pro fyzikální model plátkového elementu by mohlo být provedeno synchronizované měření pohybu plátku a průběhů tlaků, případně upravit model pro provedení PIV měření. Výpočtový model by pak bylo dobré převést do prostoru.

16 Závěr

Tato dizertační práce má přispět k pochopení principů tvorby lidského hlasu, určení parametrů, které musí splňovat umělé hlasivky a vytvoření nástrojů pro ověření jejich funkčnosti. Za tímto účelem byly vytvořeny komplexní výpočtové modely chování lidských hlasivek pro mluvení šeptem a nahlas s využitím metody konečných prvků.

16.1 Generování samohlásek šeptem

Pro analýzu výpočtových modelů pro generování samohlásek šeptem, při kterém se hlasivky nepohybují, byly vytvořeny modely akustického prostředí pro jednotlivé české samohlásky a struktura hlasivek zde nebyla modelována. Na těchto modelech byl analyzován vliv velikosti mezihlasivkové mezery na rozložení vlastních frekvencí a vlastních tvarů.

Vliv změny velikosti mezihlasivkové mezery na hodnoty vlastních frekvencí vokálního traktu se projevuje výrazněji pouze pro velmi malé mezihlasivkové mezery do 5 mm, kde je i v průbězích akustického tlaku po cestě z úst po rozdvojení průdušnice zřetelná skoková změna tlaku v oblasti mezihlasivkové mezery. Pro vyšší hodnoty mezihlasivkové mezery je již tento průběh přes celou cestu plynulý. První tři vypočtené vlastní frekvence (formanty) vokálních traktů nastavených pro sledované české samohlásky A, E, I a O odpovídaly rozsahu formantů uváděných v literatuře.

16.2 Modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas – rovinný model

Pro generování zdrojového hlasu pro mluvení nahlas byly vytvořeny rovinné modely, které jsou schopné simulovat změny tloušťky jednotlivých vrstev hlasivek, změny jejich tuhosti a tlumení, změnu vstupní rychlosti a dalších parametrů. Tyto výpočtové modely umožňují počítat s modelem stlačitelného nebo nestlačitelného proudění. Modely rovněž zahrnují interakci struktura-tekutina-akustika a splňují většinu požadavků, přibližujících chování výpočtového modelu reálnému pohybu hlasivek. Těmito požadavky jsou například tvar hlasivek, dostatečný počet strukturních vrstev hlasivek, zahrnutí předpětí hlasivek, působení materiálového tlumení, kontakt mezi hlasivkami, řešení v oblasti velkých deformací, přerušování proudění při uzavření hlasivek a další. Pomocí výpočtového modelování jsou z hlediska pohybu hlasivek ve vybraných bodech struktury analyzovány posuvy a napětí v jednotlivých vrstvách hlasivek. Z hlediska akustiky jsou pak a ve vybraných bodech tekutiny v oblasti hlasivek a v oblasti úst analyzovány rozložení tlaků a rychlostí.

Z výpočtů napětí v jednotlivých strukturních tkáních hlasivek pro stlačitelný model proudění je zřejmé, že napětí ve směrech os x a y je nejvyšší ve vrstvě epitelu. Největších smykových napětí v rovině xy je dosahováno ve vrstvě svalu. Redukované napětí podle podmínky HMH je opět největší ve vrstvě epitelu a jeho maxima dosahují během kontaktu hlasivek hodnoty 2500 Pa.

Při použití stlačitelného modelu proudění hlasivky kmitají s daleko menší frekvencí (68 Hz) než při nestlačitelném proudění (151 Hz). Vyšší základní frekvence pro nestlačitelné proudění je způsobena nárůstem tuhosti kmitajícího systému struktura tekutina vlivem nestlačitelných vlastností vzduchu. V programovém systému Matlab byl sestaven program pro vytvoření videokymogramů

z výsledků výpočtů MKP modelu. Z vyhodnocených videokymogramů vyplývá, že u stlačitelného modelu je daleko patrnější převracení z konvergentního postavení do divergentního. Pro stlačitelný model proudění můžeme ze spektra nad hlasivkami pozorovat vrcholy základní frekvence kmitání a vyšší harmonické kmity. Ve spektru pro bod těsně pod ústy jsou zesílené rezonanční frekvence vokálního traktu označované jako „formanty“ pro modelovanou českou samohlásku [a:]. Poloha formantů odpovídá hodnotám uváděným v literatuře. To ukazuje, že stlačitelný model proudění umožňuje zachytit jevy šíření akustických vln ve vokálním traktu. Pro nestlačitelný model proudění v obou spektrech vidíme pouze vrcholky základní frekvence (166 Hz) a frekvence vyšších harmonických kmitů bez zesílení formantů. Z toho vyplývá, že model nestlačitelného proudění nedokáže zachytit akustické jevy vyskytující se ve vokálním traktu a musí být proto pro vyhodnocení akustických tlaků použitá jiná metoda (např. Lighthillova akustická analogie). Ze srovnání vizualizací trajektorií pohybů vzduchových částic (flow traces) je patrné, že pro stlačitelný model proudění je výtrysk vzduchového proudu po otevření hlasivek asymetricky zakřiven v důsledku působení vírových struktur, které ve vokálním traktu přetrvávají z předchozích period. Proud vzduchu se ohýbá nepravidelně k levé nebo pravé straně vokálního traktu, podle toho jak se časově sejde pohyb vírových struktur s otevřením hlasivek. Pro nestlačitelný model proudění jsou výtrysk vzduchového proudu a vírové struktury téměř osově symetrické.

Z hlediska porovnání vlivu různých tlouštěk podpovrchové vrstvy hlasivek SLP na pohyb hlasivek byly zkoumány varianty od SLP = 0,15 mm až po SLP = 1,80 mm. S rostoucí velikostí vrstvy SLP jsou hlasivky méně tuhé, zkracuje se doba jejich otevírání, zvyšuje se doba jejich otevření a prodlužuje se doba jejich uzavírání. Zároveň se hlasivky stále více převracejí z konvergentního postavení při otevírání do divergentního při zavírání a slizniční vlna se rozšiřuje a pohybuje se dále.

S vyššími hodnotami proporcionálního tlumení klesají maximální amplitudy posuvů, snižuje se také amplituda tlaků a frekvence kmitání hlasivek. Na videokymogramu pro nižší hodnoty materiálového tlumení, se slizniční vlna pohybuje šikmo ve směru otevírání hlasivek a šíří se do větší vzdálenosti podobně jako u skutečných zdravých lidských hlasivek. Pro vyšší hodnoty materiálového tlumení se slizniční vlna šíří na podstatně kratší vzdálenost a směr jejího šíření již není ve směru otevírání hlasivek.

16.3 Modelování tvorby lidského hlasu pro mluvení nahlas – prostorový model

Z porovnání stlačitelného a nestlačitelného modelu proudění můžeme opět pozorovat stejně jako u rovinného modelu, že pro stlačitelný model proudění hlasivky kmitají s daleko menší frekvencí (98 Hz) než při použití nestlačitelného modelu proudění (163 Hz). Z vyhodnocení posuvů struktury tkáně hlasivek vyplynulo, že hlasivky kmitají převážně v rovině xy a posuvy ve směru osy z jsou řádově menší. Pro stlačitelný model proudění je ve videokymogramu patrná malá šedá oblast na konci uzavírání hlasivek představující dolní okraj hlasivky při převrácení do divergentního postavení. U nestlačitelného modelu proudění, při kterém kmitá hlavně špička hlasivek, je tato oblast o něco menší. Pro stlačitelný model proudění můžeme ve spektru opět pozorovat zesilování vrcholů vyšších harmonických násobků základní frekvence v oblasti výskytu formantu, což stejně jako u rovinného modelu dokazuje schopnost zachytit jevy šíření akustických vln ve vokálním traktu. Pro nestlačitelný model proudění vidíme opět pouze vrcholky základní frekvence a frekvence jejich harmonických násobků. Model stlačitelného proudění vykazuje výraznou podobnost s chováním skutečných

lidských hlasivek, jako jsou změna hlasivkového tvaru z konvergentního do divergentního postavení během jednotlivých period kmitání, základní frekvence kmitání, akustické frekvence odpovídají formantům skutečného vokálního traktu. Rovněž amplitudy posuvů a mezihlasivkových tlaků odpovídají fyziologickým hodnotám u skutečných hlasivek.

16.4 Analýza plátkového elementu

Jako jedna z možností náhrady přirozeného zdrojového hlasu byl zkoumán plátkový element. Cílem analýzy je prokázání jeho schopnosti plnohodnotně nahradit přirozený lidský zdrojový hlas. Pomocí výpočtového modelu byly analyzovány vlivy různých nastavení plátkového elementu (změna tloušťky a materiálu plátku, délka subglotické části modelu, velikost středního subglotického tlaku) na chování plátku a průběhy tlaků v oblasti kolem plátku. Experimentální model umožňuje provádění různých měření, zejména pak optická měření pohybu plátku vůči dorazu a měření akustických tlaků v subglotickém a supraglotickém prostoru. V amplitudo-frekvenčních spektrech generovaného signálu z experimentů na fyzikálním modelu je obsažen dostatečný počet vyšších harmonických frekvencí, což dokazuje, že plátkový element je možné používat pro generování umělého zdrojového hlasu.

Z výsledků výpočtů plátkového elementu byla sestavena charakteristika závislosti subglotického tlaku p_{SG} na velikosti mezihlasivkové mezery g (v případě plátkového elementu mezera mezi plátkem a dorazem) a zkoumán vliv subglotického středního tlaku, vlivu změny délky subglotického prostoru a vliv tloušťky plátku.

17 Literatura

[1] AGARWAL, M., SCHERER, R. C, DE WITT, K. J. *The effects of the false vocal folds on translaryngeal airflow resistance.* In Proceedings of the International Conference on Voice Physiology and Biomechanics, 2004, Marseille, France

[2] AHMAD, M., DARGAUD, J., MORIN, A., COTTON, F. *Dynamic MRI of Larynx and Vocal Fold Vibrations in Normal Phonation.* Journal of Voice, 2009, Vol. 23, No. 2, pp. 235-239

[3] ALIPOUR, F., BERRY, D. A., TITZE I. R. *A finite-element model of vocal-fold vibration.* J. Acoust. Soc. Am., 2000, Vol. 108, pp. 3002-3012

[4] ALIPOUR, F., FAN, CH., SCHERER, R. C. *A numerical simulation of laryngeal flow in a forced-oscillation glottal model.* Computer Speech and Language, 1996, Vol. 10 pp. 75-93

[5] ALIPOUR, F., BRÜCKER, CH., COOK, D. D., GÖMMEL, A., KALTENBACHER, M., MATTHEUS, W., MONGEAU, L., NAUMAN, E., SCHWARZE, R., TOKUDA, I., ZÖRNER, S. *Mathematical models and numerical schemes for the simulation of human phonation.* Current Bioinformatics, 2011, Vol. 6, No. 3, pp. 323-343

[6] ALIPOUR, F., SCHERER, R. C. *Vocal Fold Bulging Effects on Phonation Using a Biophysical Computer Model.* Journal of Voice, 2000, Vol. 14, No. 4, pp. 470-483

[7] ALIPOUR, F., JAISWAL, S., VIGMOSTAD, S. *Vocal Fold Elasticity in the Pig, Sheep, and Cow Larynges.* Journal of Voice, 2011, Vol. 25, No. 2, pp. 130-136

[8] ANSYS, Inc., Help for ANSYS 14.5 a starší verze, dodáno s výpočetním programem

[9] ARNELA, M. *Numerical production of vowels and diphthongs using finite element methods.* Dizertační práce, 2014, La Salle, Universitat Ramon Llull, Barcelona

[10] Atos Medical AB, *Život po totální laryngektomii.* LaryCare Patient Information, Hörby, Sweden

[11] BAE, Y., MOON, Y. J. *Computation of phonation aeroacoustic by an INS/PCE splitting method.* Computers & Fluid, 2008, Vol. 37, pp. 1332-1343

[12] BAILLY, L., PELORSON, X., HENRICH, N., RUTY, N. *Influence of a constriction in the near field of the vocal folds: Physical modeling and experimental validation.* J. Acoust. Soc. Am., 2008, Vol. 124, No. 5, pp. 3296-3308

[13] BAKHSHAEE, H. *Computational models of human and animal larynx and vocal folds*. Dizertační práce, 2013, Department of Mechanical Engineering, McGill University Montreal, Quebec.

[14] BECKER, S., KNIESBURGES, S., MÜLLER, S., DELGADO, A., LINK, G., KALTENBACHER, M., DÖLLINGER, M. *Flow-structure-acoustic interaction in a human voice model.* J. Acoust. Soc. Am., 2009, Vol. 125, No. 3, pp. 1351-1361

[15] BERRY, D. A., MONTEQUIN, D. W., TAYAMA, N. *High-speed digital imaging of the medial surface of the vocal folds.* J. Acoust. Soc. Am., 2001, Vol. 110, pp. 2539-2547

[16] BERRY, D. A., HERZEL, H., TITZE, I. R., KIRSCHER. K. *Interpretation of biomechanical simulations of normal and chaotic vocal fold oscillations with empirical eigenfunctions.* J. Acoust. Soc. Am., 1994, Vol. 95, No. 6, pp. 3595-3604

[17] BLANDIN, R., ARNELA, M., LABOISSIERE, R., PELORSON, X., GUASCH, O., VAN HIRTUM, A., LAVAL, X. *Effects of higher order propagation modes in vocal tract like geometries.* J. Acoust. Soc. Am., 2015, Vol. 137, No.2 , pp. 832-843

[18] BRÜCKER, CH., TRIEP, M., KOB, M. *Study of the vortex dynamics in a mechanical model of the vocal folds using Particle-Image Velocimetry.* In Proceedings of the International Conference on Voice Physiology and Biomechanics, 2004, Marseille, France

[19] CORNUT, G., RUGHEIMER, G., BOUCHAYER, M. *Assessing dysphonia: The role of video stroboscopy.* The 3Ears Company Limited, 1998, Sigtuna, Sweden.

[20] CVETICANIN, L. *Review on mathematical and mechanical models of the vocal cord.* Journal of Applied Mathematics, 2012, Article Number 928591

[21] DECKER, G. Z., THOMSON, S. L. *Computational Simulations of Vocal Fold Vibration: Bernoulli Versus Navier-Stokes.* Journal of Voice, 2007, Vol. 21, No. 3, pp. 273-284

[22] DRECHSEL, J. S., THOMSON, S. L. *Influence of supraglottal structures on the glottal jet exiting a two-layer synthetic, self-oscillating vocal fold model.* J. Acoust. Soc. Am., 2008, Vol. 123, No. 6, pp. 4434-4445

[23] ERATH, B. D., PLESNIAK, M. W. *The occurrence of the Coanda effect in pulsatile flow through static models of the human vocal folds.* J. Acoust. Soc. Am., 2006, Vol. 120, No. 2, pp. 1000-1011

[24] EWALD, R. *Zur Konstruktion der Polsterpfeifen.* Pflügers Archiv, 1898, Vol. 152, pp. 171-186

[25] FANT, G. *Acoustic Theory of Speech Production.* 2nd edition, The Hague, Netherlands: Mouton, 1970

[26] FLANAGAN, J. L., LANDGRAF, L. L. *Self-oscillating source for vocal tract synthesizers.* IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, 1968, AU-16, pp. 57-64

[27] FULCHER, L. P., SCHERER, R. C., ZHAI, G., ZHU, Z. *Analytic Representation of Volume Flow as a Function of Geometry and Pressure in a Static Physical Model of the Glottis.* Journal of Voice, 2006, Vol. 20, No. 4, pp. 489-512

[28] FULCHER, L. P., SCHERER, R. C., DE WITT, K. J., THAPA, P. *Pressure Distributions in a Static Physical Model of the Hemilarynx: Measurements and Computations.* Journal of Voice, 2010, Vol. 24, No. 1, pp. 2-20

[29] GILÁNIOVÁ, T. *Analýza náhradních zdrojových hlasů po laryngektomii (po odstranění hlasivek).* Diplomová práce, VUT FSI, Brno, 2009

[30] GOODYER, E., MULLER, F., BRAMER, B., CHAUHAN, D., HESS, M. *In vivo measurement of the elastic properties of the human vocal fold.* Eur. Arch. Otorhinolaryngol., 2006, Vol. 263, pp. 455-462

[31] GOODYER, E., WELHAM, N. V., CHOI, S. H., YAMASHITA, M., DAILEY, S. H. *The Shear Modulus of the Human Vocal Fold in a Transverse Direction.* Journal of Voice, 2009, Vol. 23, No. 2, pp. 151-155

[32] GUNTER, H. E. *A mechanical model of vocal-fold collision with high spatial and temporal resolution.* J. Acoust. Soc. Am., 2003, Vol. 113, pp. 994-1000

[33] HIRANO, M., KURITA, S., NAKASHIMA, T. *The structure of the vocal folds.* In STEVENS K. N., HIRANO, M. (eds.), Vocal fold physiology, University od Tokyo Press, Tokyo, 1981

[34] HOFMANS, G. C. J., GROOT, G., RANUCCI, M., GRAZIANI, G., HIRSCHBERG, A. *Unsteady flow through in-vitro models of the glottis.* J. Acoust. Soc. Am., 2003, Vol. 113, No. 3, pp. 1658-1675

[35] HORÁČEK, J., RADOLF, V., BULA, V., LAUKKANEN, A. M. *Air-pressure vocal fold vibration and acoustic characteristics of phonation during vocal exercising. Part 2: Measurement on a physical model*. Engineering Mechanics, 2014, Vol. 21, No. 3, pp. 193-200.

[36] HORÁČEK, J., ŠIDLOF, P., ŠVEC, J. G. *Numerical simulation of self-oscillations of human vocal folds with Hertz model of impact forces.* Journal of Fluids and Structures, 2005, Vol. 20, pp. 853-869

[37] HORÁČEK, J., ŠVEC, J. G., ŠIDLOF, P. *Numerical simulation of videokymographic images of self-oscillating vocal folds.* Proceedings of 3rd Advanced Voice Function Assessment International Workshop, 2009, Madrid, Spain, pp. 13-16

[38] HORÁČEK, J., KOZEL, K., PUNČOCHÁŘOVÁ, P., FÜRST, J. *Unsteady numerical computation of airflow through vocal folds.* Proc. The 6th International Conference on Voice Physiology and Biomechanics, pp. 161-171, Tampere, Finland, 2008

[39] HRŮZA, V. *Modelování funkce hlasivek pomocí MKP.* Dizertační práce, VUT FSI, Brno, 2007

[40] HRŮZA, V. *The influence of Bernoulli´s effect on the function of the vocal cords.* Engineering Mechanics, 2008, Vol. 15, No. 3, pp. 175-180. ISSN 1805-4633

[41] HUNTER, E. J., ALIPOUR, F., TITZE, I. R. *Sensitivity of Elastic Properties to Measurement Uncertainties in Laryngeal Muscles With Implications for Voice Fundamental Frequency Prediction.* Journal of Voice, 2007, Vol. 21, No. 6, pp. 641-650

[42] HYBÁŠEK, J. *Klinická anatomie hrtanu, průdušnice a velkých průdušek.* In A. Přecechtěl (Ed.), Otolaryngologie (pp. 25-28). Praha. Státní zdravotnické nakladatelství, 1953

[43] CHAN, R. W., TITZE, I. R. *Viscoelastic shear properties of human vocal fold mucosa: measurement methology and empirical results.* J. Acoust. Soc. Am., 1999, Vol. 106, pp. 2008-2021

[44] CHHETRI, D. K., ZHANG, Z., NEUBAUER, J. *Measurement of Young´s Modulus of Vocal Folds by Indentation.* Journal of Voice, 2011, Vol. 25, No.1, pp. 1-7

[45] CHOULY, F. VAN HIRTUM, A., LAGRÉE, P. –Y., PELORSON, X., PAYAN, Y. *Numerical and experimental study of expiratory flow in the case of major upper airway obstruction with fluid-structure interaction.* Journal of Fluids and Structures, 2008, Vol. 24, pp. 250-269

[46] ISHIZAKA, K., FLANAGAN, J. L. *Synthesis of voices sounds from a two-mass model of the vocal cords.* The Bell System Technical Journal, 1972, Vol. 51, pp. 1233-1268

[47] JABBOUR, N., KRISHNA, P. D., OSBORNE, J., ROSEN C. A. *A New Approach to Geometrical Measurements in an Animal Model of Vocal Fold Scar.* Journal of Voice, 2007, Vol. 23, No. 1, pp. 88-94

[48] KALTENBACHER, M., ZÖRNER, S., HÜPPE, A., ŠIDLOF, P. *3D numerical simulations of human phonation*. 11th World Congress on Computational Mechanics, 5th European Conference on Computational Mechanics, 6th European Conference on Computational Fluid Dynamics, 2014

[49] KELLEHER, J. E., SIEGMUND, T., CHAN, R.W., HENSLEE, E. A. *Optical measurements of vocal fold tensile properties: Implications for phonatory mechanics.* Journal of Biomechanics, 2011, Vol. 44, pp. 1729-1734

[50] KLÍMA, J. *Výpočtové modelování funkce lidských hlasivek.* Diplomová práce, VUT FSI, Brno, 2009

[51] LI, S., WAN, M. X., WANG, S. P. *The effects of the false vocal fold gaps in a model of the larynx on pressures distribution and flows.* Lecture Notes in Computer Science, 2007, Vol. 4561/2007, pp. 147-156

[52] LINK, G., KALTENBACHER, M., BREUER, M., DÖLLINGER, M. *A 2D finite-element scheme for fluid-solid-acoustic interactions and its application to human phonation.* Comput. Methods Appl. Mech. Engrg., 2009, Vol. 198, pp. 3321-3334

[53] LUO, H., MITTAL, R., ZHENG, X. BIELAMOWICZ, S. A., WALSH, R. J., HAHN, J. K. *An immersed-boundary method for flow-structure interaction in biological systems with application to phonation.* Journal of Computational Physics, 2008, Vol. 227, pp. 9303-9332

[54] LUO, H., MITTAL, R., ZHENG, X. BIELAMOWICZ, S. A. *Analysis of flow-structure interaction in the larynx during phonation using an immersed-boundary method.* J. Acoust. Soc. Am., 2009, Vol. 126, No. 2, pp. 816-824

[55] MARTÍNEK, T. *Využití metody konečných prvků pro modelování patologických změn v tkáni lidských hlasivek a jejich projev ve videokymogramu.* Diplomová práce, VUT FSI, Brno, 2013

[56] MATUG, M., VAŠEK, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., CIVÍN, A., ŘEHÁK, K. *Analysis of influence of vocal fold-vocal tract models connection by using FEM.* 17th International Conference Engineering Mechanics, pp. 391-394, Svratka, Czech Republic, 2011

[57] MATUG, M. *Analýza formantů českých samohlásek generovaných nahlas a šeptem.* Diplomová práce, VUT FSI, Brno, 2008

[58] MATUG, M., VAŠEK, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., ŘEHÁK, K., CIVÍN, A. *Computational model of voice producting element in terms of varying inlet pressure.* Engineering Mechanics, 2014, Vol. 21, No. 4, pp. 211-218. ISSN 1805-4633

[59] MATUG, M., ŠVANCARA, P., HÁJEK, P. *FE modelling of human vocal folds self-oscillation: Comparing compressible and incompressible flow model.* BioMed Research International. Special issue on phoniatrics, 2015, zasláno k recenznímu řízení

[60] MIŠUN, V. *Equipment for source voice generation.* International patent – World Intellectual Patent Organisation, Genova, Switzerland, 2004, Patent number PCT/CZ2004/000041

[61] MIŠUN, V., ŠVANCARA, P., VAŠEK, M. *Experimental Analysis of the Characteristics of artificial vocal folds.* Journal of Voice, 2011, Vol. 25, No. 3, pp. 308-318

[62] MIŠUN, V. *Tajemství lidského hlasu.* VUTIUM Brno, ISBN 978-80-214-3499-8, Brno, 2010

[63] MIŠUN, V., PŘIKRYL, K. *The source voice generation on the basis of the „compressed air bubble“ principle.* International conference on voice physiology and biomechanics, Marseille, France, 2004

[64] MIŠUN, V. *Zařízení k externímu buzení vokálního traktu.* Národní patent č. PV-2003/2109. Úřad průmyslového vlastnictví, 2003, Praha, ČR

[65] MITTAL, R., ZHENG, X., BHARDWAJ, R., SEO, J. H., XUE, Q., BIELAMOWICZ, S. *Toward a simulation-based tool for the treatment o vocal fold paralysis.* Frontiers in physiology, Computational Physiology and Medicine, 2011, Vol. 2, Article 19, pp. 1-15

[66] NICOLLAS, R., GIORDANO, J., PERRIER, P., BURTSCHELL, Y., MEDALE, M., GIOVANNI, A., TRIGLIA, J. M., OUAKNINE, M. *Modelling sound production from an aerodynamical model of the human newborn larynx.* Biomedical Signal Processing and Control, 2006, pp. 102-106

[67] NICOLLAS, R., GIORDANO, J., GARREL, R., MEDALE, M., CAMINAT, P., GIOVANNI, A., OUAKNINE, M., TRIGLIA, J. M. *Validation of the newborn larynx modeling with aerodynamical experimental data.* Medical Engineering & Physics, 2009, Vol. 31, pp. 547-552

[68] PALKOVÁ, Z. Fonetika a fonologie češtiny s obecným úvodem do problematiky oboru. 1. vydání, Karolinum, 1997, ISBN 8070668431

[69] PAVLICA, O. *Výpočtové modelování interakce kmitajících hlasivek s proudem vzduchu.* Diplomová práce, VUT FSI, Brno, 2011

[70] RADOLF, V., LAUKKANEN, A.M., HORÁČEK, J., LIU, D. *Air-pressure vocal fold vibration and acoustic characteristics of phonation during vocal exercising. Part 1: Measurement in vivo*. Engineering Mechanics, 2014, Vol. 21, No. 1, pp. 53-59.

[71] RADOLF, V. *Přímá a inverzní úloha v akustice vokálního traktu člověka.* Dizertační práce, ČVUT Fakulta strojní, Praha, 2010

[72] ROSA, M. O., PEREIRA, J. C., GRELLET, M., ALWAN, A. *A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method.* J. Acoust. Soc. Am., 2003, Vol. 114, No. 5, pp. 2893-2905

[73] ROSEN, C. A., SIMPSON, C. B. Operative techniques in laryngology: Anatomy and physiology of the larynx. Berlin, Springer, 2008, ISBN 978-3-540-25806-3

[74] RUPITSCH, S. J., ILG, J., SUTOR, A., LERCH, R., DÖLLINGER, M. *Simulation based estimation of dynamic mechanical properties for viscoelastic materials used for vocal fold model.* Journal of Sound and Vibration, 2011, Vol. 330, pp. 4447-4459

[75] SCIAMARELLA, D., QUÉRÉ, P. L. *Solving for unsteady airflow in a glottal model with immersed moving boundaries.* European Journal of Mechanics - B/Fluids, 2008, Vol. 27, pp. 42-53

[76] SCHERER, R. C., SHINWARI, D., DE WITT K. J., ZHANG, C., KUCINSCHI, B. R., AFJEH, A. A. *Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees.* J. Acoust. Soc. Am., 2001, Vol. 109, No. 4, pp. 1616-1630

[77] SCHERER, R. C., TORKAMAN, S., KUCINSCHI, B. R., AFJEH, A. A. *Intraglottal pressures in a three-dimensional model with a non-rectangular glottal shape.* J. Acoust. Soc. Am., 2010, Vol. 128, No. 2, pp. 828-838

[78] STORY, B., TITZE, I. R. *Voice Simulation with a body cover model of the vocal folds.* NVCS Status and Progress Report, 1994, Vol. 6, pp. 1-11

[79] SUH, J., FRANKEL, S. H. *Numerical simulation of turbulence transition and sound radiation for flow through a rigid glottal model.* J. Acoust. Soc. Am., 2007, Vol. 121, No. 6, pp. 3728-3739

[80] ŠIDLOF, P., ZÖRNER, S., HÜPPE, A. *Numerical simulation of flow-induced sound in human voice production.* Procedia Engineering, 2013, Vol. 61, pp. 333-340

[81] ŠIDLOF, P., HORÁČEK, J., ŘÍDKÝ, V. *Parallel CFD simulation of flow in a 3D model of vibrating human vocal folds.* Computers & Fluid, 2013, Vol. 80, pp. 290-300

[82] ŠRAM, F., ŠVEC, J., HAVLÍK, R., FRIČ, M. *Poruchy hlasu.* Iatrike Techne 1/2003: LVI-LXII (2003)

[83] ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J., HÁJEK, P., MATUG, M., ŠVEC, J. G. *Comparing the use of compressible and incompressible flow in the FE model of human vocal folds self-oscillation.* 21st International Conference Engineering Mechanics, 2015, Svratka, Czech Republic, zasláno k recenznímu řízení

[84] ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J., HRŮZA, V. *Development of FE Model of Interaction between Oscillating Vocal Folds and Acoustic Space of the Vocal Tract.* Proceedings of the 6th International Conference on Voice Physiology and Biomechanics, pp. 161-171, Tampere, Finland, 2008

[85] ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J., HRŮZA, V. *FE modelling of the fluid-structure-acoustic interaction for the vocal folds self-oscillation.* Vibration Problems ICOVP, 2011, Springer, Berlín, pp. 801-807

[86] ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J., ŠVEC, J. G. *Numerical simulation of the self-oscillations of the vocal folds and of the resulting acoustic phenomena in the vocal tract.* Advances in Mechanisms Design, 2012, Springer, Dordrecht, pp. 357-363

[87] ŠVEC, J. G., ŠRAM, F. *Kymographic imaging of the vocal fold oscillations.* Proceedings of the 7th International Conference on Spoken Language Processing, pp. 957-960, Denver, Colorado, 2002

[88] ŠVEC, J. *Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlas*u. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, 1996

[89] ŠVEC, J. G. *On Vibration Properties of Human Vocal Folds.* Proefschrift, Rijksuniversiteit Groningen, Netherlands, 2000

[90] ŠVEC, J. G., SCHUTTE, H. K. *Videokymography: High-speed line scanning of vocal fold vibration.* Journal of Voice, 1996 Vol. 10., No. 2, pp. 201-205

[91] TAO, CH., JIANG, J. J. *A self-oscillating biophysical computer model of the elongated vocal fold.* Computers in Biology and Medicine, 2008, Vol. 38, pp. 1211-1217

[92] TAO, CH., ZHANG, Y., HOTTINGER, D. G., JIANG, J. J. *Asymmetric airflow and vibration induced by the Coanda effect in a symmetric model of the vocal folds.* J. Acoust. Soc. Am., 2007, Vol. 122, No.4, pp. 2270-2278

[93] TAO, CH., JIANG, J. J. *Mechanical stress during phonation in a self-oscillating finite-element vocal fold model.* Journal of Biomechanics, 2007, Vol. 40, pp. 2191-2198

[94] TAO, CH., JIANG, J. J., ZHANG, Y. *Simulation of vocal fold impact pressures with a self-oscillating finite-element model.* J. Acoust. Soc. Am. 2006, Vol. 119, pp. 3987-3994

[95] THOMSON, S. L., TACK, J. W., VERKERKE, G. J. *A numerical study of the flow-induced vibration characteristics of a voice-producing element for laryngectomized patients.* Journal of Biomechanics, 2007, Vol. 40, pp. 3598-3606

[96] THOMSON, S. L., MONGEAU, L., FRANKEL, S. H. *Aerodynamic transfer of energy to vocal folds.* J. Acoust. Soc. Am., 2005, Vol. 118, pp. 1689-1700

[97] TITZE, I.R. *A four-parameter model of the glottis and vocal fold contact area.* Speech Communication, 1989, Vol. 8, pp. 191-201, North-Holland

[98] TITZE, I. R. *Principles of Voice Production.* Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1994

[99] TITZE, I. R. *The Myoelastic Aerodynamic Theory of Phonation.* Denver, CO: National Center for Voice and Speech, 2006

[100] TITZE, I. R. *The physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds.* J. Acoust. Soc. Am., 1988, Vol. 83, No. 4, pp. 1536-1552

[101] TRIEP, M., BRÜCKER, CH., SCHRÖDER, W. *High-speed PIV measurements of the flow downstream of a dynamic mechanical model of the human vocal folds.* Exp. Fluids, 2005, Vol. 39, pp. 232-245

[102] TRIEP, M., BRÜCKER, CH. Three-dimensional nature of the glottal jet. J. Acoust. Soc. Am., 2010, Vol. 127, No.3, pp. 1537-1547

[103] VÁLKOVÁ, L., *Hlasové poruchy.* Studijní text vzdělávacího cyklu Via aperta, DDM Rokycany, 2008, 2. přepracované a rozšířené vydání, ISBN 978-80-254-1647-1

[104] VAMPOLA, T., LAUKKANEN, A. M., HORÁČEK, J., ŠVEC, J. G. *Finite element modelling of vocal tract changes after voice therapy.* Applied and Computational Mechanics, 2011, Vol. 5, pp. 77-88

[105] VAMPOLA, T., HORÁČEK, J. Simulation of vibration of the human vocal folds. Proceedings of the 9th International Conference on Structural Dynamics, EURODYN 2014

[106] VAN DEN BERG, J. *Myoelastic-Aerodynamic Theory of Voice Production.* Journal of Speech and Hearing Research. 1958, Vol. 1, pp. 227-244

[107] VAŠEK, M. *Generování zdrojového hlasu umělými hlasivkami – plátkový hlasový element.* Pojednání ke SDZ, VUT FSI, Brno, 2011

[108] VAŠEK, M. *Náhradní hlasivky pro generování zdrojového hlasu.* Dizertační práce, VUT FSI, Brno, 2013

[109] VAŠEK, M. *Interakce Jazýčkového Elementu a Navazujících Kavit.* Proc. Interaction and Feedbacks, Praha, 2007

[110] XUE, Q., ZHENG, X., MITTAL, R., BIELAMOWICZ, S. *Subject-specific computational modeling of human phonation.* J. Acoust. Soc. Am., 2014, Vol. 135, No. 3, pp. 1445-1456

[111] ZHANG, CH., ZHAO, W., FRANKEL, S. H., MONGEAU, L. *Computational aeroacoustics of phonation, Part II: Effects of flow parameters and ventricular folds.* J. Acoust. Soc. Am., 2002, Vol. 112, pp. 2147-2154

[112] ZHAO, W., ZHANG, C., FRANKEL, S. H., MONGEAU, L. *Computational aeroacoustics of phonation, Part I: Computational methods and sound generation mechanisms.* J. Acoust. Soc. Am., 2002, Vol. 112, pp. 2134-2146

[113] ZHENG, X., BIELAMOWICZ, S., LUO, H., MITTAL, R. *A computational study of the effect of false vocal folds on glottal flow and vocal fold vibration during phonation.* Annals of Biomedical Engineering, 2009, Vol. 37, No. 3, pp. 625.642

[114] ZHENG, X., MITTAL, R., XUE, Q., BIELAMOWICZ, S. *Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal model.* J. Acoust. Soc. Am., 2011, Vol. 130, No. 1, pp. 404-415

[115] ZÖRNER, S., KALTENBACHER, M., LERCH, R., SUTOR, A., DÖLLINGER, M. *Measurement of the elasticity modulus of soft tissues.* Journal of Biomechanics, 2010, Vol. 43, pp. 1540-1545

18 Použité zkratky a symboly

α – koeficient konstrukčního tlumení
β – koeficient materiálového tlumení
b_p – poměrný útlum
F_0 – základní frekvence
F_1, F_2, F_3, …. – vlastní frekvence
F_{VZ} – vzorkovací frekvence
g – mezihlasivková mezera (v případě plátkového elementu poloha konce plátku vůči dorazu)
p_{SG} – subglotický tlak (tlak pod hlasivkami, v případě plátkového elementu před plátkem)
p_{SGS} – střední subglotický tlak (střední hodnota tlaku pod hlasivkami, v případě plátkového elementu před plátkem)
p_{SPG} – supraglotický tlak (hodnota tlaku nad hlasivkami, v případě plátkového elementu za plátkem)
2D – rovinná úloha
3D – prostorová úloha
A/D – analogově digitální převodník
APDL – programovací jazyk (ANSYS Parametric Design Language)
AV – Akademie věd České republiky
CCD – zařízení s vázanými náboji (Charge-Coupled Device)
CFD – analýza proudění tekutiny (Computational Fluid Dynamics)
CT – počítačová tomografie (Computed Tomography)
DES – model turbulence (Detached Eddy Simulation)
FFT – rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier transform)
FSI – Fakulta strojního inženýrství
HPV – infekce způsobená lidským papilomavirem (Human papillomavirus)
LES – model turbulence (Large Eddy Simulation)
MKP – metoda konečných prvků (FEM Finite Element Method)
MRI – magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
N-S – Navier-Stokesovy rovnice
PIV – optická metoda pro sledování pohybu částic ve sledovaném médiu (Particle Image Velocimetry)
PML – umělá absorpční vrstva (Perfectly Matching Layer)
SAS – model turbulence (Scale Adapted Simulation)
SIMPLEN – algoritmus pro řešení tlakových rovnic (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equation)
SLP – podpovrchová vrstva hlasivek (Superficial Lamina Propria)
SUPG – numerická metoda pro řešení proudění média (The Streamline-upwind/Petrov-Galerikin)
ÚMTMB – Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
UP – Univerzita Palackého v Olomouci
VUT – Vysoké učení technické v Brně

Publikační činnost

Články (hlavní autor)

MATUG, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., BORÁK, L., KRPALEK, D. *Analysis of vocal model to generate source voice for whispering by using FEM.* 26th conference with international participation Computational Mechanics 2010, ISBN 978-80-7043-919-7, Nečtiny, Czech Republic, 2010

MATUG, M., VAŠEK, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., CIVÍN, A., ŘEHÁK, K. *Analysis of influence of vocal fold-vocal tract models connection by using FEM.* 17th International Conference Engineering Mechanics, pp. 391-394, ISBN 978-80-87012-33-8, Svratka, Czech Republic, 2011

MATUG, M., VAŠEK, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., ŘEHÁK, K., CIVÍN, A. *Computational model of voice producting element in terms of varying inlet pressure.* 13th International Conference Applied Mechanics, pp. 143-146, ISBN 978-80-87434-03-1, Velké Bílovice, Czech Republic, 2011

MATUG, M., VAŠEK, M., MIŠUN, V., NAVRÁTIL, P., ŘEHÁK, K., CIVÍN, A. *Computational model of voice producting element in terms of varying inlet pressure.* Engineering Mechanics, 2014, Vol. 21, No. 4, pp. 211-218. ISSN 1805-4633

MATUG, M., ŠVANCARA, P., HÁJEK, P. *FE modelling of human vocal folds self-oscillation: Comparing compressible and incompressible flow model.* BioMed Research International. Special issue on phoniatrics, 2015, zasláno k recenznímu řízení

Články (spoluautor)

KRPALEK, D., MARCIÁN, P., BORÁK, L., FLORIAN, Z., VALÁŠEK, J., MATUG, M., KONEČNÝ, O. *Stress-strain analysis of human wrist.* 26th conference with international participation Computational Mechanics 2010, ISBN 978-80-7043-919-7, Nečtiny, Czech Republic, 2010

NAVRÁTIL, P., JANÍČEK, P., BRABENEC, L., MATUG, M., MARCIÁN, P. *A design influence of the mechanical compliance railroad wheel to the fracture behaviour.* 26th conference with international participation Computational Mechanics 2010, ISBN 978-80-7043-919-7, Nečtiny, Czech Republic, 2010

CIVÍN, A., VLK, M., NAVRÁTIL, P., MATUG, M. *Introduction Into Integral Equation Method for Ring-Core Residual Stress Measurement.* 13th International Conference Applied Mechanics, pp. 27-30, ISBN 978-80-87434-03-1, Velké Bílovice, Czech Republic, 2011

NAVRÁTIL, P., JANÍČEK, P., MARCIÁN, P., CIVÍN, A., KUBIS, A., MATUG, M. *Impact behaviour of a railroad wheel.* 13th International Conference Applied Mechanics, pp. 151-154, ISBN 978-80-87434-03-1, Velké Bílovice, Czech Republic, 2011

ŘEHÁK, K., FLORIAN, Z., MARCIÁN, P., VALÁŠEK, J., KRPALEK, D., MATUG, M. *Strain stress study of hip joint with Burch-Schneider cage.* 13th International Conference Applied Mechanics, pp. 175-178, ISBN 978-80-87434-03-1, Velké Bílovice, Czech Republic, 2011

CIVÍN, A., VLK, M., NAVRÁTIL, P., MATUG, M. *Ring-Core Residual Stress Measurement: Analysis Of Depth Increment Distribution For Integral Equation Method.* 17th International Conference Engineering Mechanics, pp. 83-86, ISBN 978-80-87012-33-8, Svratka, Czech Republic, 2011

NAVRÁTIL, P., JANÍČEK, P., BRABENEC, L., MARCIÁN, P., MATUG, M., CIVÍN, A. *Impact behaviour of a newly designed railroad wheel.* 17th International Conference Engineering Mechanics, pp. 407-410, ISBN 978-80-87012-33-8, Svratka, Czech Republic, 2011

ŘEHÁK, K., FLORIAN, Z., KRPALEK, D., MARCIÁN, P., MATUG, M., VALÁŠEK, J. *Stress analysis of Burch-Schneider cage.* 17th International Conference Engineering Mechanics, pp. 523-526, ISBN 978-80-87012-33-8, Svratka, Czech Republic, 2011

ŠVANCARA, P., HORÁČEK, J., HÁJEK, P., MATUG, M., ŠVEC, J. G. *Comparing the use of compressible and incompressible flow in the FE model of human vocal folds self-oscillation.* 21st International Conference Engineering Mechanics, Svratka, Czech Republic, 2015, zasláno k recenznímu řízení